



HAL
open science

Contrôle de mouvement pour la simulation d'humains virtuels anatomiques

Nicolas Pronost

► **To cite this version:**

Nicolas Pronost. Contrôle de mouvement pour la simulation d'humains virtuels anatomiques. Modélisation et simulation. Université Claude Bernard Lyon 1, 2023. <tel-04016824>

HAL Id: tel-04016824

<https://hal.science/tel-04016824v1>

Submitted on 6 Mar 2023

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Copyright - All rights reserved



Université Claude Bernard



N° d'ordre NNT : 011 2023

HABILITATION A DIRIGER DES RECHERCHES DE L'UNIVERSITE DE LYON

Opérée au sein de :

l'Université Claude Bernard Lyon 1

Préparée au :

Laboratoire d'Informatique en Images et Systèmes d'Information (LIRIS)

Soutenue publiquement le 24 février 2023 par

Nicolas PRONOST

Contrôle de mouvement pour la simulation d'humains virtuels anatomiques

Devant le jury composé de :

M. Franck Multon	Professeur des Universités Université Rennes 2	Rapporteur
M. Olivier Palombi	Professeur des Universités – Praticien Hospitalier Université Grenoble Alpes	Rapporteur
M. Philippe Souères	Directeur de Recherche CNRS Toulouse	Rapporteur
Mme. Marie-Paule Cani	Professeure des Universités Ecole Polytechnique Paris	Examinatrice
M. Raphaël Dumas	Directeur de Recherche Université Gustave Eiffel	Examinateur
Mme. Saida Bouakaz	Professeure des Universités Université Claude Bernard Lyon 1	Examinatrice

Table des matières

Partie I.	Introduction.....	5
Chapitre 1.	Parcours de recherche.....	5
Chapitre 2.	Projets de recherche d'envergure.....	7
Chapitre 3.	Thématiques de recherche actuelle et verrous scientifiques.....	8
Chapitre 4.	Encadrement doctoral.....	9
Chapitre 5.	Organisation du manuscrit.....	11
Partie II.	Principes fondamentaux.....	13
Chapitre 6.	Modélisation d'humains virtuels.....	13
6.1	Modèle articulaire et principe cinématique.....	13
6.2	Modèle physique et principe dynamique.....	15
6.3	Modèle musculosquelettique et principe neuromusculaire.....	20
6.4	Exemples de modèles particuliers.....	25
Chapitre 7.	Contrôleurs de mouvement d'humains virtuels.....	30
7.1	Contrôle de rétroaction locale.....	30
7.2	Contrôle de l'équilibre et de la pose.....	32
7.3	Contrôle par réseaux de stimulation-réponse.....	34
7.4	Optimisation pour le contrôle.....	36
7.5	Modèle de contrôle prédictif.....	38
Partie III.	Contributions.....	42
Chapitre 8.	Modélisation d'humains virtuels anatomiques.....	42
8.1	Modélisation des articulations.....	42
8.2	Modélisation des muscles.....	49
Chapitre 9.	Traitement et visualisation de données de simulations neuromusculaires.....	65
9.1	Traitement de données capturées.....	65
9.2	Visualisation de résultats de simulations.....	67
Chapitre 10.	Contrôle de personnages virtuels.....	73
10.1	Adaptation cinématique dans une base de données.....	73
10.2	Suivi temps réel en environnement physique.....	76
10.3	Approche génétique hiérarchique.....	81
10.4	Contrôle pour personnages immergés.....	84
10.5	Contrôle basse fréquence.....	88
Chapitre 11.	Contrôle pour la prédiction.....	95
11.1	Approche par contrôle optimal.....	96
11.2	Approche par apprentissage.....	99
11.3	Contrôle pour l'accessibilité.....	105
Partie IV.	Conclusion.....	112
Chapitre 12.	Bilan des travaux réalisés.....	112

Chapitre 13.	Perspectives de recherche.....	114
Partie V.	Annexes.....	118
Chapitre 14.	Rapport d'activités.....	118
Chapitre 15.	Liste des publications.....	122

Partie I. Introduction

Dans une première partie introductive je vais présenter quelques éléments factuels sur ma carrière, mes thèmes de recherche, les encadrements doctoraux réalisés et les projets auxquels j'ai pu participer.

Chapitre 1. Parcours de recherche

Ma première expérience de recherche date de 2003 lorsque j'ai réalisé un stage de DEA (Diplôme d'Etudes Approfondies) au sein du laboratoire IRISA à Rennes encadré par Georges Dumont. Ce stage a été réalisé dans le cadre d'un projet CNRS ATIP (Action Thématique et Incitative sur Programme) intitulé « Evaluation des aptitudes locomotrices des Hominidés fossiles : modélisation et simulation 3D de la bipédie de Lucy » initié et porté par Gilles Berillon, anthropologue et chargé de recherche au CNRS. Le stage a consisté à réaliser un outil informatique de simulation et de validation d'hypothèses de marche et qui a été appliqué à la bipédie de l'australopithèque Lucy. Pour cela des données de mouvements d'humains ont été capturées avec différentes démarches qui ont ensuite été modélisées de manière synthétique. Ces données synthétiques ont pu être interpolées ou extrapolées, selon la demande de l'utilisateur, et ce afin de générer de nouvelles données synthétiques qui pouvaient être finalement utilisées pour reconstruire un mouvement complet. Ce travail a permis à des anthropologues de tester des hypothèses sur la bipédie d'hominidés fossiles et en particulier les relations entre leurs postures et leurs mouvements de marche.

2003-2007 – Thèse de doctorat et ATER – Université de Rennes 1, France

Ce premier travail de DEA m'a donné l'envie de continuer dans la recherche et j'ai eu l'opportunité de poursuivre dans ce thème qu'est la simulation de la marche bipède à travers une thèse (bourse ministérielle) toujours au sein du laboratoire IRISA, dans l'équipe SIAMES sous la direction de Bruno Arnaldi et Georges Dumont. J'ai obtenu mon diplôme de doctorat en Informatique à l'Université de Rennes 1 en décembre 2006. Le sujet de cette thèse, qui a été prolongé par un contrat d'ATER d'un an jusqu'en août 2007, portait sur la réalisation d'une chaîne complète d'analyse et de synthèse du mouvement humain. Ces travaux ont été réalisés dans le cadre général de l'animation de personnages virtuels et ont également été appliqués encore une fois au domaine de l'anthropologie pour l'estimation du mouvement de marche le plus probable pour l'australopithèque Lucy. Dans ces travaux, j'ai proposé une méthode capable de générer des mouvements de marche à partir de connaissances anatomiques telles que les os d'un squelette. Cette méthode repose principalement sur l'interpolation de données morphologiques et de mouvements issus d'une base de données. Une méthode pour évaluer l'exactitude physique de telles locomotions a été proposée et se base sur l'étude des changements introduits par l'interpolation sur les forces et les couples aux articulations. Ces résultats ont finalement été utilisés pour produire des mouvements physiquement réalistes en se basant sur le principe de simulation en dynamique directe. Les mouvements ainsi synthétisés ont permis d'améliorer la base de données initiale.

2007-2008 – Séjour postdoctoral – Université de Hangzhou, Chine

Les résultats de mes travaux de thèse m'ont permis de poursuivre mon activité de recherche pendant un séjour postdoctoral de septembre 2007 à août 2008 au State Key Lab of CAD & CG à l'université de Hangzhou en Chine. Ce séjour a été réalisé dans le cadre du montage d'une équipe associée INRIA nommée BIRD entre l'équipe de recherche où j'ai réalisé mon doctorat (SIAMES devenue alors BUNRAKU) et l'équipe d'accueil en Chine dirigée par le Prof. Weidong Geng. Durant ce séjour, j'ai principalement travaillé sur le domaine de l'animation d'humains virtuels pouvant interagir en temps réel avec des utilisateurs réels. Afin d'éviter le recours à de grandes bases de données de mouvements incluant un grand nombre d'interactions, qui seraient très coûteuses en calcul, nous avons proposé une méthode qui permet d'adapter en temps réel un mouvement issu d'une petite base de données. Nous avons illustré cette méthode avec un combat de kung-fu en réalité virtuelle. L'adversaire virtuel suit les déplacements de l'utilisateur réel pour rester proche de lui et à tout moment il peut donner un coup de pied ou un coup de poing. Notre méthode recherche alors

automatiquement et en temps réel le mouvement qui convient le mieux dans la petite base de données et l'adapte précisément à la situation.

2008-2010 – Séjour postdoctoral – Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne, Suisse

Tout en poursuivant mes travaux sur l'humain virtuel, j'ai rejoint le VR Lab dirigé par le Prof. Daniel Thalmann à l'EPFL en Suisse pour un deuxième séjour postdoctoral. Mon travail a été réalisé dans le cadre du projet européen 3D Anatomical Human (projet FP6 Marie-Curie) porté par le Prof. Nadia Thalmann du MIRALab de l'Université de Genève. Au cours de ces deux années, mes travaux ont porté sur la modélisation anatomique et la simulation d'humains virtuels réalistes à plusieurs échelles. Nous avons proposé une solution numérique, basée sur la méthode des éléments finis, capable d'estimer les déformations musculaires lors d'une contraction musculaire. J'ai travaillé également sur la modélisation patient-spécifique d'articulations des membres inférieurs en me basant sur les géométries d'os issues d'imagerie médicale. Je me suis également intéressé à la paramétrisation de degrés de liberté de systèmes poly-articulés et en particulier sur la création de modèles articulaires à partir de l'analyse de mouvements réels.

2010-2014 – Assistant Professor – Université d'Utrecht, Pays-Bas

En septembre 2010 j'ai été recruté en tant que *Assistant Professor* (équivalent maître de conférences) à l'université d'Utrecht aux Pays-Bas au sein du département Informatique. En parallèle d'un service d'enseignement équivalent à un maître de conférences, j'ai participé à plusieurs projets de recherche et à des activités administratives. J'ai notamment été responsable de la plateforme de capture de mouvement de l'université de 2011 à 2014. Ce rôle consistait à organiser les différentes visites (médias, chercheurs extérieurs, portes ouvertes etc.), démonstrations ou activités scientifiques, mais aussi à gérer le matériel (veille technologique, achats, etc.) et le personnel (développeurs et utilisateurs). Sur le volet recherche, j'ai rejoint le groupe de recherche Virtual Human Technology Lab dirigé par le Prof. Mark Overmars. Au cours de cette période mes thématiques ont porté sur la simulation et le contrôle multi-échelle du mouvement humain, et plus particulièrement sur l'animation basée physique, sur la déformation des tissus mous du corps humain et sur la simulation musculosquelettique.

Depuis 2014 – Maître de Conférences – Université Claude Bernard Lyon 1, France

Depuis septembre 2014, je suis en poste à l'Université Claude Bernard Lyon 1 au département Informatique. J'effectue mes recherches au Laboratoire d'Informatique en Image et Systèmes d'Information (LIRIS - UMR 5205) dans l'équipe SAARA (Simulation, Analyse, Animation pour la Réalité Augmentée). Mes activités de recherche s'articulent autour du contrôle et de la prédiction du mouvement humain. Un des verrous actuels sur cette thématique est la conception de simulateurs fiables c'est-à-dire assurant une stabilité, une interactivité et une flexibilité des mouvements simulés. Une partie de mes activités de recherche consiste à concevoir, réaliser et analyser de nouveaux simulateurs, et en particulier dans le but de réaliser des prédictions de mouvements optimaux. Nous avons par exemple conçu un simulateur prédictif, basé sur de l'apprentissage par réseaux de neurones, capable de simuler des mouvements de marche pour plusieurs pathologies liées à des troubles musculosquelettiques (projet ANR PRCI OMEGA). En parallèle, certaines de mes activités se sont dirigées sur l'animation temps réel de personnages en interaction avec des environnements complexes. Ces questions ont été assez peu étudiées jusqu'alors de par la difficulté à concevoir un contrôleur de mouvement compatible avec les ressources nécessaires à la simulation de telles interactions. Nous nous sommes orientés vers la conception d'un contrôleur qui permet à la fois de respecter des paramètres de haut-niveau tout en fonctionnant à une faible fréquence et en temps réel. Cette approche permet de libérer du temps de calcul pour les interactions avec un environnement complexe. Elle a été démontrée sur des simulations de fluides en interaction avec un personnage virtuel contrôlé en temps réel.

Chapitre 2. Projets de recherche d'envergure



3DAH. Le projet de recherche 3DAH (*3D Anatomical Human*) était un projet européen « Marie-Curie Actions – Research Training Networks (RTN) » entre 2006 et 2010 avec un budget total de plus de 3 M€. L'objectif principal du projet était le développement de modèles 3D fonctionnels réalistes du système musculosquelettique humain afin d'améliorer l'accessibilité et la convivialité de ces modèles de simulation dans des environnements médicaux et cliniques. Le consortium était composé de 8 partenaires pluridisciplinaires et pluri-institutionnels et s'efforçait de relier des approches complémentaires de modélisation et de simulation du système musculosquelettique avec des méthodes couvrant plusieurs niveaux d'anatomie et de processus physiologiques. Le projet 3DAH a apporté des contributions scientifiques importantes dans les domaines de l'acquisition de données multimodales, de la modélisation anatomique et de la visualisation interactive, des simulations neuromusculaires et des tissus mous, de l'évaluation in-silico et in-vitro, et enfin de la gestion des connaissances. Le projet a proposé un pipeline intégré multi-échelles et spécifique à un sujet pour produire des modèles 3D réalistes de membres inférieurs qui peuvent être simulés et visualisés en mouvement à différents niveaux anatomiques (organes, tissus) et fonctionnels (cinématique, cinétique, neuromusculaire). Dans ce projet, j'ai participé aux travaux autour de la modélisation patient-spécifique et la simulation multi-échelles dont le VRLab était en charge.

COMMIT / COMMIT. Entre 2011 et 2017 le projet de recherche COMMIT a réuni la recherche scientifique, des organisations à but non lucratif et des entreprises des TIC dans une quinzaine de projets publics-privés qui ont joué un rôle important au niveau international. Plus de 130 partenaires, dont des universités, des instituts technologiques et plus de quatre-vingts grandes et petites entreprises, ont travaillé ensemble. Le budget de COMMIT s'élevait à 110 M€, dont 50 M€ de contribution du gouvernement et les 60 M€ restants ont été payés par des instituts de connaissances, des entreprises et des organisations à but non lucratif. COMMIT était un programme de recherche fondamentale sur les TIC inspiré par l'utilisation dans les domaines du bien-être et du travail, de la sécurité publique, de la science, des services d'information et de la recherche, et avec des applications dans la culture, l'agriculture et les soins de santé. Son programme de recherche sur les TIC couvrait une gamme allant des petits systèmes embarqués aux réseaux de capteurs et aux réseaux à grande échelle, des données d'interaction au contenu numérique et au contenu Web textuel et illustré. L'un des projets portait sur l'apport possible des mondes virtuels sur le bien-être (*VIEWW : Virtual Worlds for Well-being*) dont je ne suis occupé d'un *work-package* (*ANI3 : Biomechanical Animation*). L'animation d'un avatar plausible dans un scénario virtuel orienté bien-être peut grandement bénéficier de l'évaluation de l'activité physique de l'utilisateur. Habituellement, ce type d'analyse de mouvement est effectué dans un environnement hautement contrôlé et restrictif. Pour permettre la possibilité d'évaluation du bien-être physique dans d'autres environnements (par exemple à la maison), des méthodes inspirées de la biomécanique, de l'analyse du mouvement et de l'animation de personnages virtuels ont été étudiées.



OMEGA. Le projet OMEGA était un projet collaboratif bilatéral international entre l'ANR et la DFG et a été coordonné par le LIRIS et que j'ai porté. Il associe le LIRIS et le LBB (Medizinischen Hochschule Hannover, Allemagne). Le projet a démarré en novembre 2016 et a duré 54 mois. Il a bénéficié d'une aide de l'ANR de 188 828 € pour un coût total du projet de 425 111 €. L'objectif du projet était de proposer une nouvelle génération de simulateur prédictif de marches humaines pathologiques. Ce simulateur offre la possibilité de tester l'intervention et de mesurer des données physiques et physiologiques par ailleurs très difficiles à obtenir. Nous proposons un simulateur, basé sur le calcul des mouvements les plus optimaux, capable de prédire et donc d'améliorer les stratégies thérapeutiques pour des patients spécifiques. Un tel simulateur aidera à éloigner la médecine d'une approche purement empirique qui repose sur l'évolution des thérapies basées uniquement

sur des preuves, à un point où il est possible de guider et de prédire les thérapies. Le simulateur a été conçu pour prédire des mouvements de marche à l'aide de données cliniques de plusieurs situations : orthèse du genou, pathologie du pied tombant et amputation transfémorale. Un simulateur prédictif basé sur des réseaux de neurones et des processus d'optimisation a été conçu. Une analyse approfondie des propriétés de ce simulateur a été effectuée, en ce qui concerne sa précision, sa robustesse et sa sensibilité et a été utilisée pour déterminer les paramètres les plus optimaux pour la prédiction. Afin de prédire les mouvements de marche, notre approche consistait à appliquer des déformations au mouvement de référence afin d'obtenir des simulations nouvelles et stables sans réentraînement des réseaux de neurones. Des prédictions de marche en condition pathologique pour le cas d'un port d'orthèse ont été comparées à des données cliniques.

Chapitre 3. Thématiques de recherche actuelle et verrous scientifiques

L'humain virtuel est de plus en plus présent dans notre vie quotidienne que ce soit dans les loisirs numériques ou dans les domaines de la santé et du sport. Mes activités de recherche s'articulent autour de l'amélioration de la robustesse et de l'utilisabilité de simulateurs numériques du mouvement humain. Au cours de ces dernières années, mes travaux se sont notamment orientés vers la prédiction de mouvement ainsi que la qualité et la diversité des mouvements simulés et ceci à travers la modélisation des contraintes biomécaniques et physiologiques du corps humain. Une problématique prépondérante dans mes activités concerne donc la modélisation de l'humain virtuel anatomique. L'approche simple qui consiste à mettre à l'échelle un modèle générique n'est pas suffisante dans de nombreux cas, comme par exemple, lorsque l'on s'intéresse à des données internes (forces, déformations des tissus mous etc.) spécifiques à un sujet ou à un patient présentant une pathologie. La modélisation patient-spécifique est un défi passionnant où une des difficultés majeures reste l'obtention des données nécessaires à la quantification des modèles. De nombreuses avancées technologiques nous offrent heureusement de plus en plus la possibilité d'acquérir des données en plus en plus précises et de natures de plus en plus diverses. Dans le cadre de mes activités, j'ai par exemple pu bénéficier d'outils comme les technologies de capture de mouvement, de mesure de forces soit au sol soit aux articulations, aux mesures d'activités musculaires surfaciques, des données d'imagerie médicale segmentées etc. facilitant ainsi une modélisation patient-spécifique. La définition numérique des modèles et leur utilisation au sein d'un simulateur restent tout de même un domaine de recherche où de nombreuses améliorations sont possibles. J'ai participé à la réalisation d'avancées dans le domaine de la modélisation des humains virtuels anatomiques que ça soit dans la modélisation des articulations cinématiques ou des muscles.

Ces modèles sont la base du développement de simulateurs de mouvement optimal pouvant aider, par exemple, à la prédiction d'effets de thérapies et/ou d'interventions sur les troubles musculosquelettiques, ou encore à la production de mouvements physiquement et anatomiquement réalistes pour l'animation de personnages virtuels. Un des verrous scientifiques fort, que ça soit pour l'animation de personnages fictifs ou la simulation réaliste d'humains virtuels, est le contrôle du mouvement. En effet, il appartient au contrôleur de définir ce que l'on attend du personnage et de calculer les quantités physiques qui produisent le mouvement. L'une des problématiques importantes est de formaliser mathématiquement les objectifs et les contraintes du mouvement simulé. Plusieurs architectures de ces contrôleurs sont possibles. La plupart font intervenir des méthodes d'optimisation des paramètres de la simulation en fonction des objectifs et des contraintes. Nos travaux les plus récents dans ce domaine ont permis des avancées sur le contrôle et la prédiction de mouvements humains simulés. Une des problématiques concerne le contrôle temps réel de personnages virtuels en interaction avec un environnement complexe. Nous nous sommes intéressés par exemple à la conception d'un contrôleur capable de supporter des fréquences de simulation faibles tout en conservant la vitesse de calcul apportée par l'utilisation d'un modèle de contrôle simple. Pour répondre aux problèmes des instabilités introduites par l'utilisation de fréquences de simulation faibles, nous avons proposé un système de rétroaction utilisant une optimisation en ligne permettant d'obtenir une meilleure stabilité des contacts. Ce système, associé à une étude des paramètres du système en fonction de la fréquence de simulation, a permis de proposer un contrôleur capable de supporter des fréquences de simulation allant jusqu'à 225 Hz. Le principal problème avec ce type de simulateur, c'est-à-dire basé physique, temps réel et interactif, reste la difficulté à concevoir des simulateurs robustes (à des changements prévus ou non) et flexibles (à ce qu'on lui

demande d'être capable de faire). Nous avons aussi réalisé des avancées sur cette problématique par exemple en proposant des simulateurs capables de reproduire fidèlement un mouvement capturé en temps réel.

Un autre volet de mes activités porte sur les simulateurs prédictifs de marches humaines pathologiques. Ce travail a débuté par la collaboration avec le partenaire du projet OMEGA. L'objectif principal était de proposer des technologies permettant de contribuer à guider et à prédire des thérapies. Nous avons proposé un simulateur, basé sur le calcul de mouvements optimaux, capable de prédire et donc d'améliorer les stratégies thérapeutiques pour des patients spécifiques. Notre simulateur offre la possibilité de tester des pratiques cliniques et de mesurer des données physiques et physiologiques par ailleurs très difficiles à obtenir. Les simulations obtenues, dites in-silico, ont l'avantage d'un faible coût par rapport à des interventions dans le cadre, par exemple, du traitement de l'arthrose de la hanche et du genou. En complément de ces travaux, des collaborations avec le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) de l'IFSTTAR-Université Gustave Eiffel se sont concrétisées notamment par le co-encadrement d'une thèse. L'objectif de cette thèse était de créer un simulateur visant la biofidélité des actionneurs et du mouvement et pouvant s'adapter à différentes situations peu étudiées jusqu'à présent comme le passage de lacune et la montée et/ou descente d'un tapis roulant. Le contrôleur développé se compose de composants permettant respectivement le suivi d'un mouvement de référence calculé statistiquement, le contrôle en phase aérienne de la position de pose du pied, et le contrôle de la position et de la vitesse du centre de masse. Un protocole pour acquérir des données de la marche lors de passages d'obstacles a été validé par le CRPH de l'Université Gustave Eiffel. Les acquisitions ont été effectuées et les données seront rendus publiques dès la publication de leur analyse.

Chapitre 4. Encadrement doctoral

En 2011 et 2012, j'ai été co-encadrant de la thèse de **Thomas Geijtenbeek** à l'université d'Utrecht aux Pays-Bas. Je suis intervenu officiellement mais temporairement en tant que co-encadrant afin d'apporter une expertise sur la simulation basée physique. Pendant cette période, Thomas Geijtenbeek a travaillé sur l'animation de personnages virtuels et en particulier sur des contrôleurs visant à reproduire en temps réel un mouvement capturé (voir Figure 4-1). A la fin de sa thèse, en 2013, j'ai participé à son jury. Thomas Geijtenbeek a ensuite été travaillé à l'université de Delft aux Pays-Bas.

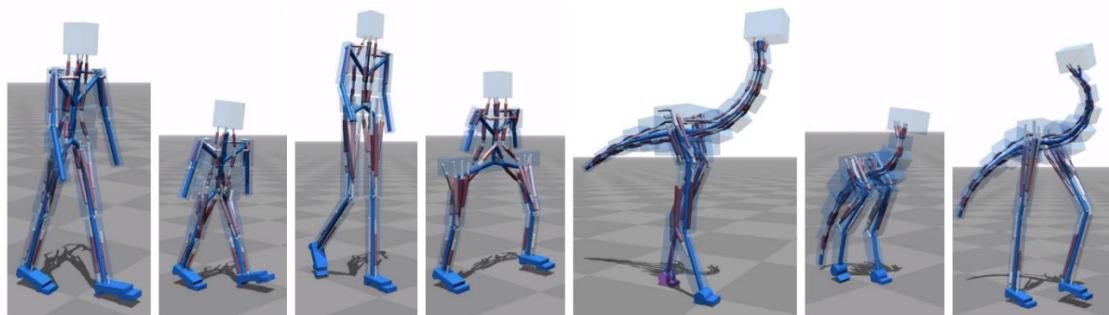


Figure 4-1 : Illustration des travaux de thèse de Thomas Geijtenbeek sur l'animation basée physique de bipèdes [Geijtenbeek 2013].

Entre avril 2013 (début de la thèse) et septembre 2014 (date de mon affectation à Lyon 1), j'ai été le principal encadrant de **Forough Madeh Khaksar** à l'Université d'Utrecht aux Pays-Bas (encadrement à 80% avec Remco Veltkamp directeur de thèse à 20%). Son sujet de thèse était l'animation biomécanique pour l'amélioration du bien-être des personnes âgées et en particulier l'étude de mouvements à risques (ex. montée et descente de marches) et de leur caractérisation biomécanique sous l'influence de tâches physiques et cognitives (voir Figure 4-2). Cette thèse était financée par le gouvernement néerlandais à travers le projet COMMIT. Après transfert, Forough Madeh Khaksar a soutenu sa thèse en 2018 à l'université de Heidelberg en Allemagne [Madeh Khaksar 2018].

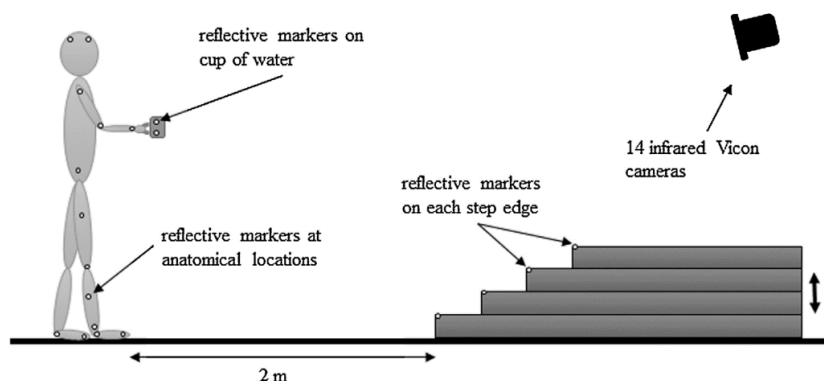


Figure 4-2 : Illustration de l'expérimentation principale du travail de Forough Madeh Khaksar portant sur l'interférence entre effectuer une tâche motrice assez complexe et tout en subissant une charge cognitive [Madeh Khaksar 2018].

Entre octobre 2015 et juillet 2019, j'ai co-encadré **Samuel Carensac** (encadrement à 45%) avec Saida Bouakaz (co-directrice de thèse à 40%) et Atila Baskurt (directeur de thèse à 15%). Cette thèse était financée par un contrat doctoral attribué par l'école doctorale (ED 512 InfoMaths). Son sujet de thèse portait sur le contrôle physique de mouvement de personnages virtuels en environnement complexe (voir Figure 4-3). Samuel Carensac est actuellement ingénieur de recherche chez Ubisoft (entreprise de développement de jeux vidéo) à Annecy.

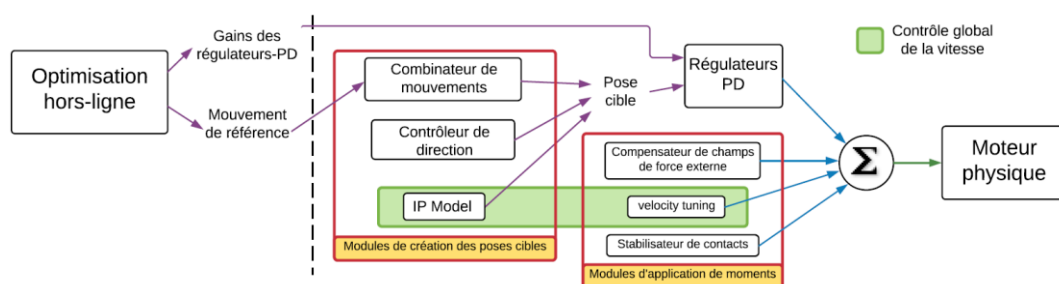


Figure 4-3 : Illustration de la vue d'ensemble des différents composants du contrôleur proposé par Samuel Carensac. On distingue trois parties principales : l'optimisation hors-ligne des paramètres d'entrée du contrôleur, les composants affectant la pose cible et les composants appliquant des moments additionnels [Carensac 2019].

Entre novembre 2017 et octobre 2022, j'ai co-encadré (à 60%) avec Saida Bouakaz (directrice de thèse à 40%) **Thomas Bonis**. Ce doctorant a été financé jusqu'en 2020 par le projet ANR de recherche collaboratif international (PRCI) OMEGA. Ce projet s'est effectué en collaboration avec le laboratoire de biomécanique du CHU d'Hanovre (Allemagne). Thomas Bonis a travaillé sur le simulateur prédictif de mouvement de marches pathologiques. L'objectif était de concevoir un simulateur capable de prédire l'évolution d'un mouvement en fonction de l'évolution d'une pathologie (voir Figure 4-4). Thomas Bonis est actuellement ingénieur dans une entreprise de cyber-sécurité (IS Decisions).

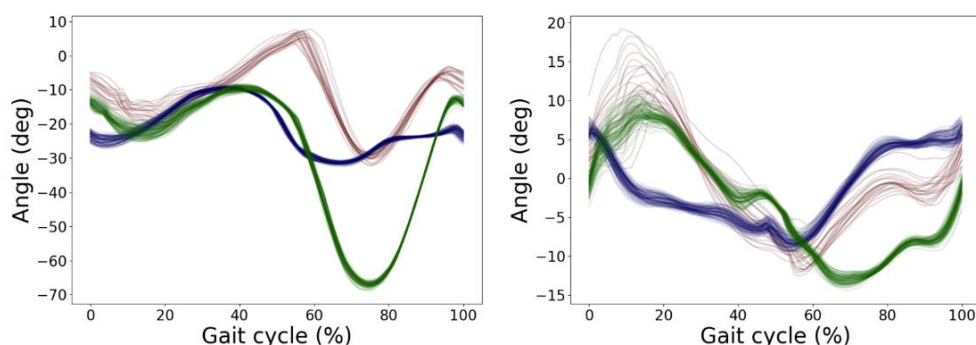


Figure 4-4 : Illustration des résultats des travaux de Thomas Bonis. On peut voir en vert respectivement les trajectoires articulaires du genou et de la hanche de référence saines, en bleu le mouvement pathologique et en rouge la prédiction faite [Bonis 2022].

Entre octobre 2019 et décembre 2022, j'ai co-encadré (à 50%) **Vincent Gibeaux** avec Raphaël Dumas (directeur de thèse à 50%) du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC UMR_T9406). Cette thèse a été financée par l'IFSTTAR (Institut Français des Sciences et Technologies des Transports, de l'Aménagement et des Réseaux). Ce travail s'est centralisé sur la simulation de mouvement pour l'accessibilité. Les activités ciblées ont été la marche, la montée et la descente de tapis roulant, et le passage de seuil et de lacune qui sont typiques dans les transports (voir Figure 4-5). L'objectif était d'analyser les perturbations de l'équilibre lors de ces tâches motrices et de prédire le mouvement de différentes populations et en particulier de personnes âgées ou en situation de handicap moteur. Vincent Gibeaux est actuellement ingénieur d'étude dans une entreprise d'ingénierie et de services (Alten).



Figure 4-5 : Photographie de l'expérimentation développée par Vincent Gibeaux pendant sa thèse [Gibeaux 2022]. Des sujets montent et descendent d'un tapis roulant en marche, ainsi que réalisent des passages de lacunes de différentes tailles.

Chapitre 5. Organisation du manuscrit

Ce document se décompose en 15 chapitres divisés en 5 parties (I à V), la première partie étant cette introduction.

- La partie II rassemble des connaissances fondamentales dans le domaine de la modélisation et de la simulation d'humains virtuels. Ces connaissances ont été sélectionnées afin de donner une base au lecteur pour la bonne compréhension des travaux présentés par la suite. Je présente notamment les différentes approches et principes possibles pour la représentation informatique du corps humain. Nous donnons également les composants classiquement utilisés pour le contrôle de mouvement, et particulièrement pour le contrôle en environnement basé physique.
- Dans la partie III, les chapitres 8 à 11 présentent les travaux que j'ai réalisés et (co-)encadré en insistant particulièrement sur les contributions de ces travaux. Nous verrons ainsi ce que nous avons réalisé afin de modéliser le plus fidèlement possible l'anatomie d'une personne grâce à des modèles géométriques issues d'analyses d'imagerie médicale mais également avec des modèles d'articulations paramétrables. Nous verrons aussi ce que nous avons proposé sur la visualisation de modèles et de simulations. Et finalement une grande partie sera consacrée aux travaux autour du contrôle et de la prédiction de mouvement, principalement de la marche et généralement appliqué à la simulation de troubles pathologiques.
- La partie IV présente un bilan des contributions suivi d'une ouverture à des perspectives de recherche.

Ces travaux de recherche menés en même temps que mes enseignements et mes tâches collectives ont donné lieu à des collaborations scientifiques au niveau local, régional, national et international, à des encadrements d'étudiants et d'ingénieurs, et à des publications scientifiques. Toutes ces informations factuelles sont présentées en Annexe (partie V) où un rapport d'activité est proposé en chapitre 14 et une liste de mes publications est donnée en chapitre 15.

Bibliographie

- [Bonis 2022] Simulation directe prédictive de marches pathologiques. Thèse de doctorat de l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2022
- [Carensac 2019] Contrôle physique de mouvement de personnages virtuels en environnement complexe. Thèse de doctorat de l'INSA de Lyon, 2019
- [Geijtenbeek 2013] Animating virtual characters using physics-based simulation. PhD thesis at Utrecht University, 2013
- [Gibeaux 2022] Simulateur de mouvement pour l'accessibilité. Thèse de doctorat de l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2022
- [Madeh Khaksar 2018] Investigating gait characteristics and dynamic stability during challenging walking. PhD thesis at Heidelberg University, 2018

Partie II. Principes fondamentaux

Dans cette partie je vais donner des principes fondamentaux pour la modélisation et la simulation de personnages anatomiques virtuels. Le but n'est pas de faire un état de l'art des différents travaux sur le sujet mais plutôt de donner les informations nécessaires à la bonne compréhension des contributions des travaux qui seront présentés dans la partie suivante. Ces informations se retrouvent en grande partie dans les différents états de l'art et présentations génériques auxquels j'ai pu participer et qui sont listés ci-dessous.

- Musculoskeletal simulation: from motion capture to muscular activity in lower limb models. N. Pronost et A. Sandholm. Tutorial of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH), 2009
- Interactive character animation using simulated physics. T. Geijtenbeek, N. Pronost, A. Egges, et M. Overmars. Eurographics - State of The Art Report, 2011
- Interactive character animation using simulated physics: a state-of-the-art review. T. Geijtenbeek et N. Pronost. Computer Graphics Forum (31-8), pp. 2492-2515, 2012
- Modeling and Simulating Virtual Anatomical Humans. F. MadehKhaksar, Z. Luo, N. Pronost et A. Egges. 3D MultiScale Physiological Human. Ed. Magnenat-Thalmann, Ratib and Choi. Springer London, pp. 137-164, 2014
- Muscle-Based Control for Character Animation. A.L. Cruz Ruiz, C. Pontonnier, N. Pronost et G. Dumont. Computer Graphics Forum (CGF), 2016
- Motion control and prediction of virtual characters. N. Pronost. Keynote Speech at Computer Graphics International (CGI), 2021

Chapitre 6. Modélisation d'humains virtuels

Afin de simuler le mouvement des humains virtuels, nous devons commencer par les modéliser numériquement. Ceci peut se faire grâce à des données réelles capturées (mesures sur le corps, photographies, vidéos etc.) ou bien de manière artistique par des outils de modélisation. Lorsque le but est d'animer des humains virtuels réalistes, l'utilisation de données réelles est privilégiée. Le contenu et le niveau de détails de la modélisation est extrêmement dépendant des objectifs de simulation. Si seule la pose du personnage est importante, alors une approche par squelette (organisation hiérarchique des segments et des articulations du corps) va être favorisée (voir la première illustration de la Figure 6-1). Si la justesse physique est désirée alors une simulation basée physique est nécessaire et la modélisation devra alors inclure les informations nécessaires telles que les masses, inerties et primitives de collision (voir la deuxième illustration de la Figure 6-1). Si des informations anatomiques comme l'activité musculaire sont requises alors la modélisation devra intégrer les paramètres nécessaires au calcul de cette activité (voir la troisième illustration de la Figure 6-1). Evidemment ces modélisations peuvent être combinées en une seule (et même souvent nécessaire dans l'ordre présenté) afin de permettre d'atteindre les objectifs que l'on se pose (voir la quatrième illustration de la Figure 6-1 qui est la combinaison des trois précédentes). Dans ce chapitre je vais présenter différents principes de modélisation de base de l'humain virtuel ainsi que les propriétés de ces modélisations.

6.1 Modèle articulaire et principe cinématique

Le corps humain est une structure complexe composée d'une variété d'entités anatomiques en interaction. Parmi elles, le système squelettique comprend les os, les cartilages, les ligaments et les tendons. Le squelette adulte moyen compte 206 os et plus de 600 muscles. Le squelette est généralement divisé en un squelette axial et un appendiculaire. Le squelette axial forme l'axe vertical du corps. Il est divisé en crâne, osselets auditifs, os hyoïde, colonne vertébrale et cage thoracique. Le squelette axial protège le cerveau, la moelle épinière et les organes vitaux logés dans le thorax. Le squelette appendiculaire est constitué des os des membres supérieurs et inférieurs et des éléments par lesquelles ils sont attachés au corps.

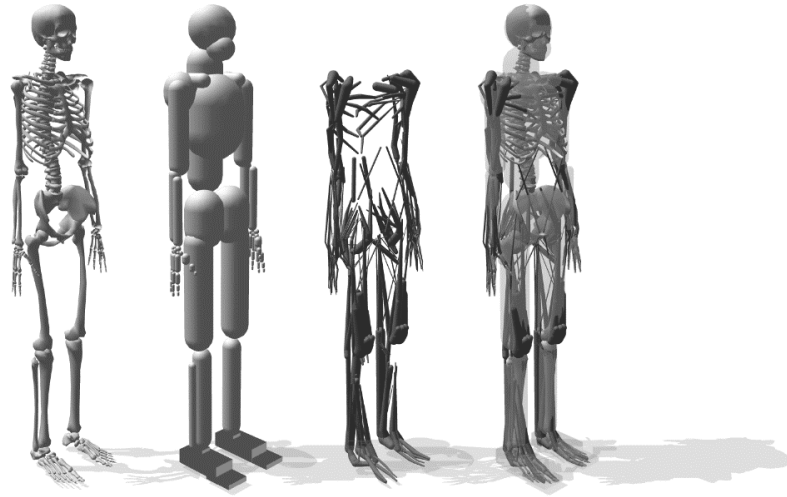


Figure 6-1 : Différentes modélisations sont utilisées en fonction des objectifs de simulation.

Les os sont reliés les uns aux autres par des articulations. Une articulation est alors l'union entre deux ou plusieurs os. Les articulations sont situées aux extrémités des os, là où les os sont en contact les uns avec les autres et où un mouvement relatif peut se produire. De nombreuses articulations ne permettent qu'un mouvement relatif limité et certaines ne permettent même aucun mouvement apparent. La structure d'une articulation donnée est directement corrélée à ses degrés de liberté (*degree of freedom*, DOF). Pour modéliser une articulation humaine un modèle doit prendre en compte au mieux la mécanique de la structure articulaire et ses interactions biomécaniques. Il doit non seulement réagir visuellement comme l'articulation réelle mais également inclure le comportement biomécanique réel et ses propriétés biologiques. Pour garantir des modélisations et des simulations biologiques valides, les modèles doivent être précis et soumis à des analyses de sensibilité et d'optimisation de la conception, exigeant de grandes quantités de calculs. La plupart des modèles existants en infographie sont loin d'être parfaits en ce sens mais d'un autre côté ils n'ont souvent pas besoin de l'être car peu d'attention est accordée à la justesse ou la précision biomédicale des articulations. Souvent les modèles articulaires doivent juste être suffisamment simples pour fonctionner en temps réel. La précision, l'efficacité et la visualisation sont généralement des tâches concurrentes en biomécanique et en infographie.

La modélisation s'accompagne donc généralement d'un compromis entre modèle générique et simplifié, et modèle spécifique et précis. Les articulations sont souvent modélisées comme des contraintes de rotation autour d'un ou plusieurs axes fixes et/ou des contraintes de translation le long d'une ou plusieurs des trois directions cartésiennes. Une hiérarchie arborescente est ensuite utilisée dans laquelle chaque groupe d'os est considéré comme un segment du corps. Le segment racine (*root*) est connecté au repère du monde par une articulation libre (six DOF : trois translations et trois rotations) et les autres segments sont connectés les uns aux autres par des articulations contraintes. Chaque segment a un segment parent et zéro ou plusieurs segments enfants. Généralement chaque segment est décrit dans son propre repère local et les relations géométriques entre tous les segments sont connues, fixes et utilisées pour calculer la position globale de chaque partie du corps. Les articulations sont contraintes par des limites qui sont spécifiées comme des limites inférieures et supérieures pour chaque DOF et sont utilisées pour imiter les limites d'articulation naturelles, dues aux contraintes géométriques provenant typiquement des tendons.

Cette structure est utilisée actuellement dans presque tous les travaux de modélisation et de simulation du corps humain et d'un système poly-articulé de manière générale. Nous pouvons considérer, même si la justesse et la précision peuvent être encore améliorées, que des systèmes de captation du mouvement sont capables de mesurer les rotations tridimensionnelles des articulations, et notamment du genou, une des articulations les plus étudiées de par son rôle prépondérant dans nos activités quotidiennes. Pour quantifier le mouvement articulaire, la société internationale de biomécanique (ISB) fait des recommandations telles que celles publiées par Grood et Suntay [Grood et Suntay 1983] pour le genou (voir Figure 6-2a). La méthode la plus couramment utilisée pour décrire les rotations d'une articulation est la description eulérienne ou cardanique, qui décrit la position d'un membre par rapport à son parent (ou vice versa) en trois rotations séquentielles selon trois axes prédéfinis nommés flexion/extension, abduction/adduction et rotation axiale interne/externe. Ces trois axes

prédéfinis sont également connus sous le nom d'axes anatomiques et peuvent être définis sur un sujet particulier après palpation de repères anatomiques externes (voir Figure 6-2b).

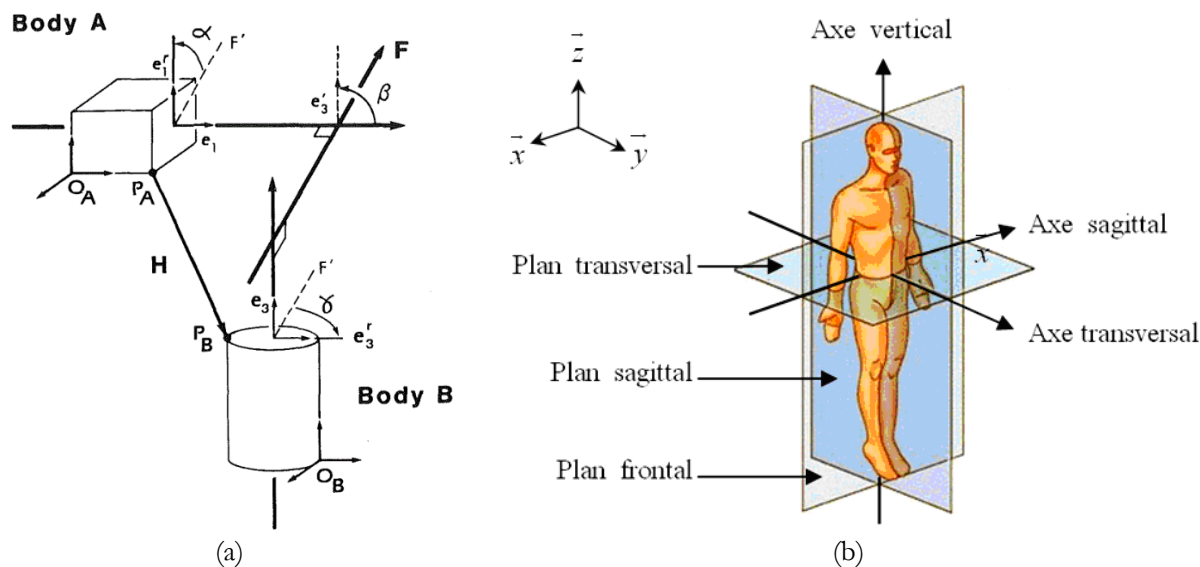


Figure 6-2 : (a) Le système de coordonnées utilisé par [Grood et Suntay 1983] pour décrire l'articulation du genou et (b) les plans et axes anatomiques, d'après [Winter 1990].

Les modèles humains sont donc souvent simplifiés pour augmenter les performances de simulation et pour les rendre plus faciles à contrôler. Parfois ils sont réduits à de simples modèles bipèdes avec la tête, les bras et le tronc modélisés à partir d'un seul corps [Yin et al. 07, Sok et al. 2007]. Les pieds de ces bipèdes sont également principalement modélisés à l'aide de corps uniques, bien que [Wang et al. 2009] incluent par exemple un segment séparé pour les orteils dans leur modèle de pied pour permettre de meilleures performances de locomotion. Dans des travaux ultérieurs, ils ajoutent d'ailleurs des cylindres au modèle de pied pour permettre son roulement après la frappe du talon [Wang et al. 2012].

6.2 Modèle physique et principe dynamique

Trois composants sont fondamentaux pour l'animation interactive de personnages virtuels utilisant la physique simulée :

- un personnage physique pour agir dans la simulation;
- un simulateur physique temps réel;
- un contrôleur de mouvement.

Nous nous intéressons ici aux deux premiers composants, le troisième étant détaillé dans le chapitre suivant.

Modélisation de personnage physique

Les segments corporels d'un personnage animé par la physique nécessitent à la fois une géométrie, qui est utilisée pour la détection des collisions, ainsi que des informations de masse et d'inertie, qui sont utilisées lors de la simulation de la dynamique. Les géométries de collision sont généralement modélisées à l'aide de formes primitives, telles que des boîtes, des sphères ou des cylindres, pour augmenter les performances de détection des collisions. Ces formes sont également souvent utilisées pour calculer les informations de masse des corps individuels en supposant une distribution de masse uniforme dans le segment. Alternativement, les propriétés de masse peuvent être dérivées de données cadavériques et mises sous forme de ce que l'on appelle des tables anthropométriques qui peuvent ensuite être mises à l'échelle [Zatsiorsky et al. 1990, De Leva 1996, Vaughan et al. 1999]. La géométrie de détection de collision est indépendante de la géométrie utilisée pour la visualisation, même si la cohérence entre les deux est susceptible d'augmenter le réalisme perçu.

Le système articulaire est le même que celui utilisé dans le principe cinématique à l'exception de quelques approches supplémentaires permettant une meilleure stabilité de la simulation physique. Par exemple, il est possible d'ajouter des articulations coulissantes sous le genou et la hanche pour émuler l'absorption des chocs par les tissus mous, la complaisance articulaire et les ligaments [Kwon et Hodgins 2010]. Dans certains moteurs physiques, tels que *Open Dynamics Engine* (ODE) [Smith 2006], il est possible d'assouplir des contraintes articulaires spécifiques pour émuler ce comportement.

Il est également possible de modéliser explicitement les mécanismes passifs de stockage et de libération d'énergie lors du contact. [Raibert et Hodgins 1991] utilisent par exemple des ressorts non linéaires pour modéliser le matériau mou que certaines créatures ont sous leurs pieds. [Liu et al. 2005] modélisent aussi le tissu élastique de la semelle de chaussure d'un personnage virtuel. [Jain et Liu 2011] montrent que la modélisation du contact mou appliquée aux mains et aux pieds d'un personnage peut augmenter la robustesse lors de la locomotion, ainsi que permettre un meilleur contrôle lors de tâches de manipulation d'objets.

Actionnement

Dans un système basé sur la physique, les personnages ont besoin de forces et de couples pour se mouvoir activement. Nous utilisons le terme actionneur (*actuator*) pour décrire le mécanisme qui génère les forces et les couples qui font bouger un objet. La Figure 6-3 illustre les différents actionneurs qui vont être décrits ci-dessous, le quatrième étant détaillé un peu plus tard dans la section sur la modélisation musculosquelettique. Dans l'exemple de cette figure, l'objectif est simplement de faire tourner le coude du personnage afin de plier son avant-bras.



Figure 6-3 : Illustration des principes des 4 actionneurs classiques : les couples articulaires (en haut à gauche), les forces externes (en haut à droite), les forces virtuelles (en bas à gauche) et les forces musculaires (en bas à droite).

Couples articulaires. Le modèle d'actionnement le plus simple consiste à générer des couples articulaires directement le long de chaque DOF actionné (flèche incurvée bleue le long de l'articulation du coude dans la figure). De cette façon, le nombre de DOF du modèle d'actionnement est le même que le nombre de DOF actifs dans le personnage. Cette méthode d'actionnement peut être visualisée en supposant qu'il existe un servomoteur dans chaque articulation actionnée, appliquant des couples à ses membres connectés.

Forces externes. Même si les forces et les couples proviennent dans la réalité de l'intérieur du corps, les personnages virtuels animés peuvent être contrôlés par des forces et des couples externes, comme un marionnettiste contrôlant une marionnette (flèche droite bleue s'appliquant sur le poignet dans la figure). Par exemple, le contrôle direct sur le positionnement et l'orientation du personnage dans le monde simplifie grandement les stratégies de contrôle, mais le fait que ces actionneurs ne possèdent pas d'équivalent dans le

monde réel peut entraîner une perte de réalisme. Pour souligner sa qualité surnaturelle, cette méthode d'actionnement est également appelée la « Main de Dieu » [van de Panne et Lamouret 1995]. [Wrotek et al. 2006] ont notamment démontré comment les forces externes peuvent augmenter considérablement les capacités d'équilibre pour les applications de jeux interactifs.

Forces virtuelles. Cette méthode n'est pas à proprement parler une méthode d'actionnement, mais une abstraction de commande qui agit comme un actionneur. Dans cette méthode, l'effet de l'application d'une force externe à un point spécifique est émulé en calculant les couples articulaires qui auraient eu le même effet (pour autant que de tels couples existent, flèche droite bleue émulée par la flèche incurvée dans la figure). Une implémentation classique de cette méthode utilise la Jacobienne qui décrit la relation entre les rotations articulaires et la position à laquelle la force virtuelle est appliquée, calculée à partir d'un point d'ancrage fixe dans la chaîne cinématique considérée. Si P est une position et θ un vecteur d'orientations articulaires, alors la Jacobienne est définie comme $J = \frac{\partial P}{\partial \theta}$. Elle décrit donc la variation de la position P (i.e. la vitesse instantanée) lorsque l'on tourne autour des DOF. Une force F appliquée à la position P peut donc être traduite en un vecteur de couples τ , appliqués à la chaîne articulée depuis l'encrage fixe jusqu'au segment sur lequel la force est appliquée, en utilisant la transposée de la Jacobienne : $\tau = J^T F$. Ce processus est décrit en détail dans le cadre de la stratégie de contrôle du modèle virtuel de [Pratt et al. 2001] et est largement utilisé dans les travaux de Coros [Coros et al. 2010, Coros et al. 2011].

Dans les systèmes biologiques, l'actionnement est limité par la force maximale d'un muscle. Dans les environnements simulés, l'actionnement peut également être limité pour empêcher les personnages d'apparaître anormalement raides ou forts, ou pour augmenter la stabilité de la simulation. Avec les modèles d'actionnement basés sur les muscles (voir section 6.3), les forces maximales peuvent être dérivées de la recherche en biomécanique. Cependant, avec les modèles d'actionnement par couple articulaire utilisés majoritairement dans l'animation basée physique, les valeurs maximales de couple sont généralement des estimations fixes par DOF, même si les couples maximaux dans les systèmes biologiques peuvent dépendre de la pose.

Simulation physique en temps réel

Tout mouvement dans une animation interactive basée physique est le résultat d'un composant effectuant une simulation physique en temps réel. Un tel composant (souvent appelé simulateur physique ou moteur physique) met à jour de manière itérative l'état d'un environnement virtuel, basé sur des principes physiques notamment les lois de la dynamique de Newton-Euler. Le contrôle des éléments dans l'environnement virtuel n'est admissible que par l'application de forces et de couples.

Dans la simulation physique, la modélisation des propriétés des matériaux, des contacts et du frottement peut se produire à différents niveaux de détail. Il y a généralement un compromis entre précision et performance. Dans l'animation de personnages basée physique, il est courant d'utiliser ce que l'on appelle la simulation de corps rigide contraint, où rigide indique que les corps ne sont pas pénétrables et non élastiques, tandis que leur mouvement est contraint car les parties du corps sont liées entre elles par des articulations. Un simulateur physique effectue généralement les étapes suivantes :

- La détection de collision examine s'il existe des intersections entre les différentes géométries d'objets;
- La simulation dynamique directe calcule l'accélération linéaire et angulaire de chaque objet simulé;
- L'intégration numérique met à jour les positions, les orientations et les vitesses des objets, en fonction des accélérations.

La seconde et la troisième étape sont couplées dans les cas où des méthodes d'intégration implicites sont utilisées, c'est-à-dire lorsque les positions et les vitesses sont formulées en fonction des accélérations. Nous ne nous intéresserons pas ici à décrire les différentes méthodes de détection de collision pour nous concentrer sur les étapes effectuées après la détection de collision. La plupart des travaux sur l'animation de personnages physique ignorent certaines collisions entre corps rigides d'un même personnage et permettent par exemple aux jambes de se croiser. Il est également courant d'ignorer les collisions entre des corps qui sont directement connectés via une articulation. Pour ces corps, des limites articulaires sont plutôt imposées.

Simulation dynamique directe

L'objectif de la dynamique directe est de calculer les accélérations linéaires et angulaires des objets simulés, en fonction des forces et des contraintes externes. Nous décrivons brièvement certains des principes de base de la dynamique directe et nous référerons à un ouvrage tel que [Featherstone 2008] pour plus de détails. La Figure 6-4 illustre également différents éléments de la simulation de dynamique directe.

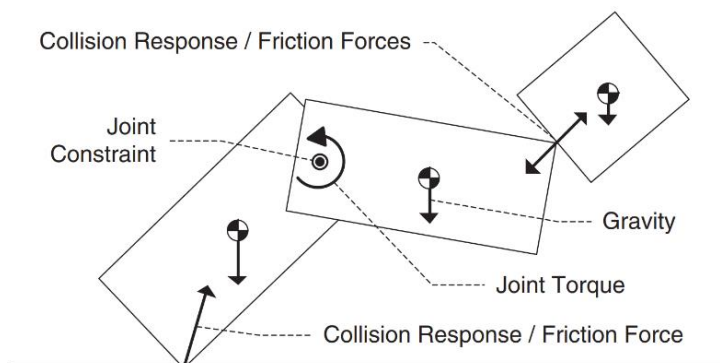


Figure 6-4 : Les différents éléments d'une simulation en dynamique directe

Les lois de la dynamique de Newton-Euler. L'état d'un seul corps rigide est décrit non seulement par sa position et son orientation, mais aussi par sa vitesse linéaire et sa vitesse angulaire. La variation de la vitesse linéaire v dépend de la masse m et de la somme des j forces appliquées F_1, \dots, F_j :

$$m \frac{\partial v}{\partial t} = \sum_{i=1}^j F_i$$

Le changement de vitesse angulaire ω dépend de la répartition de la masse par rapport au centre de masse, représentée par la matrice du tenseur d'inertie I , et de la somme des k couples appliqués τ_1, \dots, τ_j :

$$I \frac{\partial \omega}{\partial t} = \sum_{i=1}^k \tau_i$$

Les forces et les couples peuvent être externes (par exemple les forces gravitationnelles ou les forces de réponse aux collisions) ou internes (par exemple le résultat de contraintes articulaires ou de contractions musculaires).

La dynamique d'un système de corps peut être décrite à l'aide d'un vecteur de taille n représentant les DOF du système, $q = [q_1, \dots, q_n]$:

$$M(q) \times \ddot{q} + \tau = 0$$

$M(q)$ est la matrice $n \times n$ représentant les informations de masse (sous forme généralisée, en fonction de q), \ddot{q} sont les accélérations des DOF, et τ est le vecteur de taille n représentant les forces et les couples agissant sur les DOF. Les forces et les couples comprennent les forces centrifuges internes et de Coriolis (forces virtuelles dues à un repère changeant), ainsi que les forces et couples externes causés par la gravité ou les contacts externes. Les algorithmes de construction de $M(q)$ et de calcul des composantes de τ sont décrits par exemple par [Kane et Levinson 1996]. Les relations décrites par l'équation de la dynamique du système sont également appelées « équations du mouvement ».

Contraintes articulaires. Comme vu précédemment, les différentes parties du corps d'un personnage sont maintenues ensemble par des articulations qui limitent le mouvement des corps connectés. En simulation dynamique directe, il existe deux approches pour appliquer ces contraintes. Une approche consiste à appliquer des forces de contrainte aux deux corps reliés par l'articulation. Ces forces doivent toujours être d'amplitude égale et de sens opposé. Une autre approche consiste à réduire le nombre de degrés de liberté appliquant automatiquement les contraintes articulaires en ne représentant tout simplement pas les mouvements qui violeraient ces contraintes. La première approche est appelée simulation en coordonnées complètes ou maximales, tandis que la seconde approche est appelée simulation en coordonnées réduites. L'utilisation de

coordonnées réduites permet des performances de simulation plus élevées et a l'avantage de ne pas avoir à gérer le réglage de la force de contrainte. Par contre la simulation en coordonnées réduites est plus vulnérable à l'instabilité numérique dans le cas de quasi-singularités, tandis que la simulation en coordonnées complètes présente l'avantage de forces de contrainte permettant une émulation simple de la conformité naturelle des articulations. [Featherstone 2008] décrit une approche efficace pour effectuer une simulation en coordonnées réduites.

Réponse aux collisions et frottement. Il existe classiquement deux manières de répondre aux collisions : en appliquant une force de pénalité ou en construisant une contrainte de collision. Une force de réponse à une collision a deux composantes : une qui est dans la direction normale de la surface de collision et éloigne les objets les uns des autres pour empêcher la pénétration, et une qui est perpendiculaire à la surface de collision et qui résulte du frottement. Lorsque les contacts ne glissent pas, l'amplitude de la force de frottement est limitée par la force dans la direction normale et les propriétés des matériaux. Cette relation est souvent modélisée à l'aide d'un modèle de frottement de Coulomb, qui peut être formulé par :

$$\|f_{xz}\| \leq \mu \|f_y\|$$

f_y est la composante normale de la force de collision, f_{xz} est la composante de friction perpendiculaire à la force de collision et μ est un coefficient de friction. Le volume couvert par l'ensemble des forces de réaction possibles a la forme d'un cône et est donc appelé cône de frottement de Coulomb. Le frottement dynamique (glissement) se produira lorsqu'une force de réponse de collision requise se situe à l'extérieur de ce cône. Plusieurs moteurs physiques se rapprochent du cône de frottement en utilisant une pyramide à n côtés. Lorsque la réponse de collision est modélisée par des contraintes, une articulation symbolique est construite au point de collision qui empêche l'interpénétration des objets en collision. Cette articulation est supprimée lorsque les objets sont éloignés les uns des autres ou transformée en une contrainte de glissement lorsque l'inégalité du modèle de frottement ne tient plus.

Même si cela semble être un petit aspect de la simulation physique, la manière dont les contacts et le frottement sont modélisés peut avoir un impact significatif sur le contrôle du mouvement et les performances d'un simulateur basé physique.

Intégration numérique

Une fois que les accélérations des objets virtuels sont connues, elles doivent être intégrées pour acquérir la vitesse et la position mises à jour. Un intégrateur numérique prend la position, la vitesse et l'accélération au temps t (q_t , \dot{q}_t et \ddot{q}_t) et calcule la position et la vitesse mises à jour au temps $t + \Delta t$ ($q_{t+\Delta t}$ et $\dot{q}_{t+\Delta t}$). Le choix de la technique d'intégration et la taille du pas de temps Δt sont cruciaux pour la stabilité numérique et les performances de la simulation. En règle générale, un pas de temps plus grand diminue la stabilité de la simulation (causée par l'accumulation d'erreurs d'intégration), tandis qu'un pas de temps plus petit diminue les performances de la simulation. Plusieurs méthodes d'intégration ont été développées pour permettre une plus grande robustesse à des pas de temps plus grands, comme les méthodes de Runge- Kutta. Nous nous référons à l'ouvrage [Woods et Lawrence 1997] pour plus de détails sur les méthodes d'intégration numérique pour la simulation dynamique, mais la méthode d'Euler semi-implicite est largement la plus utilisée de par sa stabilité et sa simplicité de calculs.

Dynamique inverse et mixte

Au lieu de calculer les accélérations pour un ensemble connu de couples articulaires, il est également possible de réaliser l'opération inverse c'est-à-dire de calculer les couples et les forces nécessaires pour qu'un personnage exécute un mouvement spécifique. Ce processus est appelé dynamique inverse. Il est souvent utilisé en biomécanique pour analyser la dynamique du mouvement humain, à partir de données de mouvement qui sont enrichies par des mesures de forces externes, au minimum les forces de réaction au sol.

La dynamique inverse est également utilisée dans l'animation basée physique de personnages pour trouver les couples nécessaires pour obtenir une accélération souhaitée. Il est également possible de combiner dynamique directe et inverse, par exemple pour contrôler cinématiquement une moitié d'un personnage virtuel et dynamiquement l'autre moitié, en ajoutant des contraintes cinématiques supplémentaires aux équations dynamiques. Une telle approche est appelée dynamique mixte [van Welbergen et al. 2010].

Moteurs de simulation physique disponibles

Il existe plusieurs bibliothèques de logiciels facilement disponibles qui implémentent la détection de collision, la dynamique directe et l'intégration numérique dans une seule solution. Les moteurs physiques populaires incluent *Open Dynamics Engine* (ODE), *Bullet*, *PhysX*, *MuJoCo*, *DART*, *Newton*, *RaiSim* et *Havok*. ODE est probablement le simulateur tiers le plus couramment utilisé dans les travaux de recherche sur l'animation de personnages. Parfois des travaux utilisent une simulation en coordonnées réduites développée en interne ou utilisent des solutions qui produisent un code efficace pour calculer les éléments des matrices impliquées dans les équations de mouvement pour un modèle de personnage spécifique. Des exemples de telles solutions sont *SD/Fast* [Hollars et al. 1994] et *Autolev* [Kane et Levinson 1996]. La détection et la réponse aux collisions ne sont pas intégrées dans ces solutions. Un autre progiciel connexe est *Euphoria* par *Natural Motion*, qui se concentre sur le contrôle en temps réel de personnages et utilise des algorithmes propriétaires. Quant au moteur physique *MuJoCo* [Todorov et al. 2012], il s'appuie sur une implémentation de l'algorithme proposé par [Todorov 2014]. *MuJoCo* a été utilisé dans des travaux récents pour simuler des mouvements complexes tels que de la danse en temps interactif. *MuJoCo* est spécialisé dans la simulation de corps rigides articulés mais ses performances chutent dans le cas de mondes virtuels contenant de nombreux corps rigides indépendants.

Une comparaison approfondie entre différents moteurs dépasse le cadre de ce mémoire mais le lecteur trouvera dans [Boeing et Braunl 2007], [Ivaldi et al. 2014] et [Erez et al. 2015] des évaluations des performances de plusieurs de ces moteurs.

6.3 Modèle musculosquelettique et principe neuromusculaire

Deux grandes catégories de modèles existent pour la modélisation du système musculosquelettique humain (voir Figure 6-5). Dans le premier modèle, unidimensionnel, une unité musculotendineuse (MTU) est représentée par une ligne (un segment de droite) qui relie un point d'origine et un point d'attachement. Ces lignes s'appellent des lignes d'action (*action lines*) car elles représentent les directions dans lesquelles les muscles se contractent donc permettent l'action du mouvement (voir aussi flèches droites rouges dans la Figure 6-3). Ces lignes d'action peuvent donc servir d'actionneurs dans le simulateur. Dans les modèles tridimensionnels, la surface ou le volume de chaque muscle est modélisé et les principes de simulation en environnement continu s'appliquent alors. Je vais maintenant décrire rapidement ces deux catégories de modélisation.

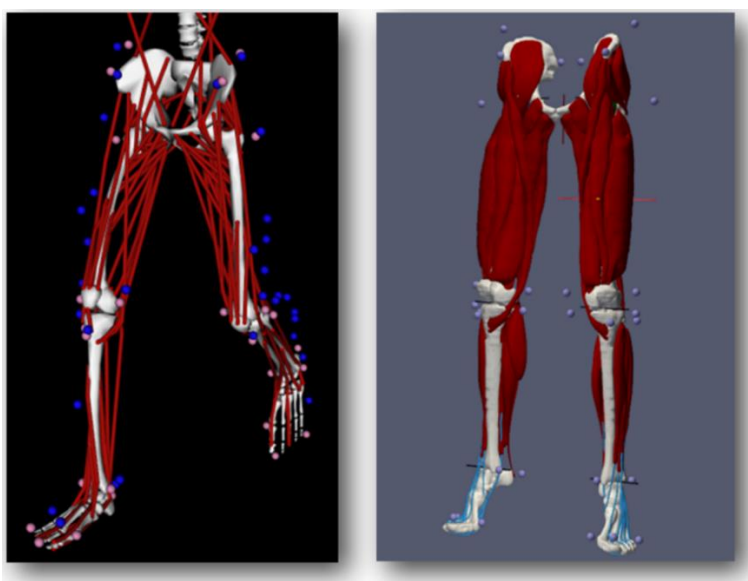


Figure 6-5 : Illustration des deux principales modélisations du système musculosquelettique : le modèle unidimensionnel et le modèle tridimensionnel.

Modèles unidimensionnels

Historiquement, en animation basée physique, les muscles n'étaient pas représentés et la simulation était principalement squelettique. L'estimation des couples articulaires par des servomoteurs était l'objectif principal mais hélas ne fournit pas d'information pertinente sur la charge musculaire ou la fatigue. Progressivement, les muscles ont été intégrés dans les modèles de simulation en tant qu'actionneurs indirects des articulations, à la place des actionneurs directs par couples articulaires. Les personnages simulés ont donc évolué dans leur niveau de détail, et les modèles musculaires se sont retrouvés dans les approches de contrôle de mouvement.

Une inclusion simple des muscles a commencé avec l'utilisation de systèmes masse-ressort. Contrairement aux amortisseurs à ressort angulaire, ces systèmes, comme les muscles, sont des actionneurs indirects des articulations. Cela signifie qu'ils produisent premièrement des forces, et non des couples, et ils interagissent avec le système squelettique pour produire un mouvement. Comme les muscles, ces systèmes utilisent ce que l'on appelle des lignes d'action de force, déterminées par leur site d'insertion et d'attachement à la structure squelettique. Néanmoins, de nos jours, des représentations musculaires plus fidèles, telles que les modèles musculaires biomécaniques, sont activement utilisées.

Un modèle musculaire populaire qui a été incorporé dans des personnages virtuels pour la génération de force est le modèle musculaire de Hill [Hill 1938]. Bien que ce modèle ait été développé il y a des décennies, son utilité actuelle est attestée par ses diverses adaptations et implémentations au sein de la communauté biomécanique. Ces adaptations sont connues sous le nom de modèles de type Hill, tels que le modèle Hill-Stroeve [Stroeve 1996], et l'adaptation largement utilisée faite à la fin des années 80 par [Zajac 1989] pour les simulations numériques. Comme le montre la Figure 6-6, le modèle est constitué d'un élément contractile *CE* (relation viscoélastique non linéaire) en parallèle avec un élément passif *PE* (ressort non linéaire). L'élément contractile représente la tension active, ou les forces, créées par les protéines contractiles dans le muscle, tandis que l'élément passif représente la tension passive ou la force qui résulte de l'allongement des composants du tissu conjonctif dans l'unité musculotendineuse. Le tendon est représenté par un ressort en série non linéaire de longueur l_t , par α qui représente l'angle de pennation c'est-à-dire l'orientation des fibres par rapport au tendon, par l_m qui représente la longueur du muscle et par l_{mt} la longueur de l'unité musculotendineuse. Cette dernière est calculée en additionnant les longueurs des muscles et des tendons. Ce modèle a été largement utilisé même si les nombreux paramètres nécessaires pour définir complètement son comportement sont difficiles à obtenir in-vivo.

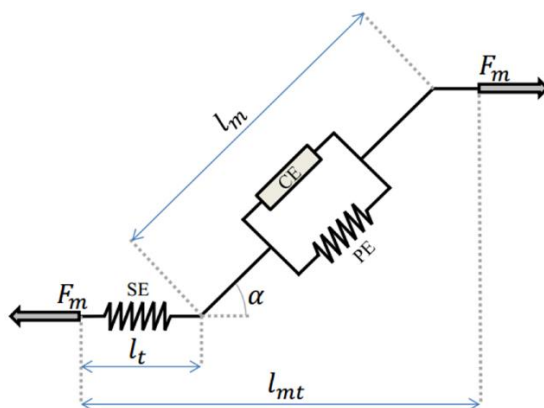


Figure 6-6 : Le modèle musculotendineux couramment utilisé pour les simulations musculosquelettiques [Zajac 1989, Erdemir et al. 2007].

La force musculaire F_m d'une unité musculotendineuse j est calculée comme la somme des forces contractiles et passives :

$$F_{mj} = [f_p(\bar{l}_m) + a_j \cdot f_l(\bar{l}_{mj}) \cdot f_v(\dot{\bar{l}}_{mj})] \cdot F_{0j}$$

Dans cette équation, f_p est la relation de force passive, a_j est l'activation musculaire, f_l est la relation force-longueur, f_v est la relation force-vitesse, F_{0j} est la force isométrique maximale et \bar{l}_{mj} est la longueur normalisée de l'unité musculaire (la normalisation est généralement effectuée à l'aide de la longueur au repos du muscle). Plusieurs modèles ont été proposés pour approximer les relations f_l , f_v et f_p par rapport aux données

expérimentales. Des exemples de modèles sont présentés à la Figure 6-7. La relation force-longueur modélise la variation de la tension musculaire à différentes longueurs musculaires et est liée à la « théorie du filament glissant ». Au niveau microscopique, les fibres musculaires sont composées de structures plus petites appelées filaments d'actine et de myosine qui se lient pour former des contractions musculaires. La force musculaire maximale peut être générée lorsque la plupart de ces fixations ou ponts croisés sont créés. Cet événement correspond à la longueur de repos du muscle (habituellement près du milieu de l'amplitude de mouvement). La relation force-vitesse explique comment la force du muscle pleinement activé varie avec la vitesse de contraction. Il indique que la force que le muscle peut créer diminue avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement, tandis que la force à laquelle le muscle peut résister augmente avec l'augmentation de la vitesse d'allongement.

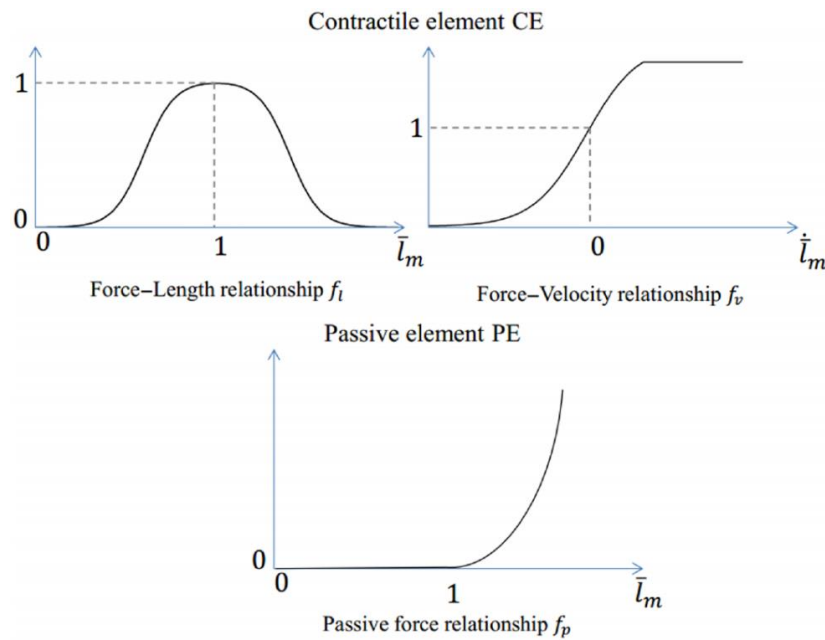


Figure 6-7 : Dans les modèles musculaires de type Hill, la capacité de génération de la force d'un muscle dépend de l'état du muscle (longueur et vitesse de contraction) [Rengifo et al. 2010, Erdemir et al. 2007].

La force tendineuse f_{jt} , sortie de l'unité musculotendineuse, s'obtient simplement en tenant compte de l'angle de pennation :

$$f_{jt} = F_{mj} \cdot \cos \alpha_j$$

Cependant, dans de nombreuses études, les angles de pennation sont négligés. La dynamique complète de l'unité musculotendineuse inclut la dynamique d'activation, c'est-à-dire qu'il existe une relation temporelle non linéaire entre l'excitation neuronale u_j et l'activation effective du muscle. Dans de nombreux travaux, cette relation non linéaire est approchée par une équation différentielle du second ordre, présentant des constantes de temps différentes pour l'activation et la désactivation :

$$\dot{a}_j = \begin{cases} \dot{e}_j = (u_j - e_j)/\tau_{ne} \\ (e_j - a_j)/\tau_{act}, & e \geq a \\ (e_j - a_j)/\tau_{deact}, & e < a \end{cases}$$

Ici, u_j est l'excitation neuronale, a_j est l'activation musculaire, e_j est juste une variable intermédiaire, τ_{ne} est la constante de temps d'excitation neuronale (parfois négligée) et τ_{act} et τ_{deact} les constantes de temps d'activation et de désactivation, respectivement. En pratique, la dynamique d'activation est parfois modélisée en utilisant des constantes de temps d'activation et de désactivation égales.

La modélisation de l'unité musculotendineuse reste difficile car les changements de longueur du tendon affectent la force musculaire finale, et vice versa. Une évaluation correcte de la longueur musculaire doit être effectuée. Cependant, un tel calcul est coûteux et est souvent simplifié. Par exemple, l'algorithme défini par

[Damsgaard et al. 2006] n'itère qu'une seule fois à chaque pas de temps de simulation, en supposant que l'essentiel de l'effet de tendon sera obtenu avec une seule itération.

Dynamique simulée de modèles unidimensionnels

Considérons un système musculosquelettique à n DOF, actionné par m muscles. Les DOF sont les angles articulaires rassemblés dans un vecteur q . L'état d'un tel modèle musculosquelettique, d'un point de vue dynamique, peut être exprimé par (q, \dot{q}) . La relation entre le mouvement et les forces est donnée par la deuxième loi du mouvement de Newton qui peut être exprimée sous forme matricielle :

$$M(q) \times \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + R(q)F_m + E = 0$$

$M(q)$ est la matrice de masse du système rassemblant les masses et les inerties de tous les segments, $C(q, \dot{q})$ représente les effets Coriolis et centrifuge, $G(q)$ représente le vecteur des couples de pesanteur et E représente les forces extérieures. Enfin, $R(q)F_m$ représente l'action des muscles sur les articulations (couples musculaires articulaires) où $R(q)$ est la matrice contenant les bras de levier musculaires et F_m sont les forces musculaires.

Deux problématiques différentes se présentent alors. La première, en dynamique inverse, consiste à appliquer un mouvement et des forces externes spécifiques à un modèle musculosquelettique et à calculer les forces qui génèrent le mouvement considéré. L'équation à résoudre est une reformulation de l'équation précédente et peut être exprimée par :

$$R(q)F_m = -(M(q) \times \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) + E)$$

Cette équation calcule les couples articulaires qui sont utilisés pour définir les forces musculaires. Cette équation est la plupart du temps résolue grâce à une stratégie descendante également appelée algorithme de Newton-Euler, qui considère chaque segment séparément du distal au proximal. Cependant, des méthodes plus robustes et des méthodes prenant en compte les boucles fermées ont également été conçues pour résoudre le problème de dynamique inverse [van den Bogert et Su 2008]. Cette approche est largement utilisée dans l'analyse de mouvement car les données de capture de mouvement sont une ressource très courante et peuvent être utilisées comme entrée cinématique dans de tels problèmes.

La deuxième problématique, en dynamique directe, est celle qui nous intéresse le plus ici, car elle consiste à générer du mouvement à partir de forces calculées, typiquement issues d'un contrôleur. Comme souvent aucune mesure directe des forces musculaires n'est disponible, cette approche est généralement couplée à un problème d'optimisation pour calculer un ensemble de forces compatibles avec une tâche donnée. L'équation à résoudre peut alors s'écrire comme suit :

$$\ddot{q} = M^{-1}(q)(-C(q, \dot{q}) - G(q) - R(q)F_m - E)$$

En animation, le problème de dynamique directe est incorporé dans une simulation physique impliquant la détection de collision et une intégration numérique pour obtenir l'état actuel du système à partir des accélérations calculées. En biomécanique, le problème est généralement résolu avec des mesures de forces externes réelles (telles que les forces de réaction au sol issues de plateforme de force), et il est formulé comme un problème d'optimisation.

Modèles musculaires surfaciques et volumétriques

Nous pouvons classer globalement les approches proposées pour l'animation musculaire de personnage virtuel par modèles surfaciques ou volumétriques dans les catégories suivantes.

Skinning géométrique. Pour sa simplicité et son efficacité, le *skinning* d'un corps déformable basé sur un squelette est largement utilisé dans l'animation de personnages en temps réel, en particulier la solution standard du *skinning* par mélange linéaire. Populairement, chaque sommet de la peau est lié à une ou plusieurs articulations. Cependant, une approche trop simpliste du *skinning* présentera des artefacts comme des effets d'effondrement. Par le biais d'alternatives avancées, par exemple [Kavan et al. 2007], on peut supprimer certains artefacts, mais ils ne parviennent pas toujours à fournir une déformation naturelle de la peau et à produire une musculature réaliste ou des effets dynamiques.

Techniques basées sur des exemples. Ces techniques fournissent au préalable un certain nombre d'exemples en entrée, puis synthétisent la déformation de surface en utilisant soit une interpolation directe entre les exemples, soit une interpolation d'exemples plus précise mais plus complexe, soit en ajustant les paramètres linéaires pour correspondre aux exemples fournis. Généralement, un niveau de réalisme uniquement limité par le nombre d'exemples fournis est proposé. Cependant, la génération d'exemples peut être coûteuse, nécessitant beaucoup de mémoire pour les stocker ainsi qu'un travail important de l'animateur.

Capter des sujets réels. Ces méthodes soit exploitent des dispositifs de numérisation 3D pour capturer directement la déformation de la peau, soit complètent une forme générale en fonction de données de capture de mouvement de vraies personnes. Des déformations musculaires peuvent parfois être capturées directement. Ces approches sont très précises mais elles nécessitent du matériel très coûteux et les données sont difficilement transférables à autre sujet.

Méthodes basées sur la physique. Du point de vue anatomique ou physique, il est logique d'animer des personnages en simulant les structures musculosquelettiques sous-jacentes. Dans ces approches, le squelette est modélisé comme un système dynamique de corps articulés, alors que les muscles, la graisse et les tissus cutanés peuvent être modélisés soit par la méthode des éléments finis ou des masses-ressorts.

Les travaux précurseurs dans le domaine ont montré que la méthode des éléments finis et des volumes finis (FEM et FVM) peuvent être combiné avec un modèle biomécanique classique pour le calcul des forces musculaires. Ceci a ouvert la voie à une nouvelle génération de méthodes basées sur les FEM et FVM [Teran et al. 2005, Lee et al. 2009]. Un des travaux les plus abouti [Berranen et al. 2012] utilise des maillages volumétriques des muscles avec des modèles musculotendineux de Hill modifiés et permet de calculer des déformations en temps réel où les forces musculaires contractiles opèrent entre les nœuds adjacents du maillage. C'est l'un des rares travaux qui montre des performances prometteuses en temps réel avec ce type de couplage, bien que leurs résultats n'incluent qu'un seul muscle. Un autre travail très complet propose un contrôleur musculaire de mouvement de nage combiné avec un simulateur de fluide et des corps déformables dans lequel des signaux d'activation de MTU sont utilisés pour piloter les contractions musculaires [Si et al. 2014]. Cependant, des approximations de modélisation ont dû être opérées pour équilibrer la complexité des calculs, la résolution géométrique, la précision biomécanique et la robustesse du simulateur. Par exemple, les tendons n'étaient pas représentés et les lignes d'action originales ont été utilisées pour calculer les longueurs des muscles.

Beaucoup de travaux proposent des méthodes pour créer des maillages volumétriques en faisant correspondre un modèle générique de maillage hexaédrique à un autre maillage hexaédrique cible par exemple en utilisant des projections et une triangulation de Delaunay [Blemker et Delp 2005]. Bien que cette approche puisse au final surpasser les modèles linéaires classiques de type Hill, elle est toujours considérée comme un travail précoce qui pourrait être surpassé par des modèles classiques de haute résolution en temps réel, qui ont déjà été testés et comparés.

Pour améliorer le réalisme des systèmes masse-ressort appliqués aux structures fibreuses, [Sanchez et al. 2014] se sont éloignés des approches basées sur des modèles génériques et ont proposé un nouveau système pour intégrer des champs de fibres spécifiques à un sujet dans des modèles MTU. Ils montrent que l'incorporation de ces informations dans leurs modèles a conduit à une différence de 10% à 20% dans la prédiction des forces musculaires nettes. Comme les méthodes citées et d'autres telles que [Tan et al. 2012] impliquent, la prochaine barrière à franchir est probablement la modélisation à l'échelle des fibres, mais il faudra probablement des années avant que cela puisse être appliqué dans le domaine du temps réel.

Afin de simuler les interactions entre corps rigides et mous dans une simulation commune, des méthodes de couplage bidirectionnel ont été étudiées. Par exemple, [Shinar et al. 2014] ont proposé un schéma d'intégration temporelle pour résoudre les déformations élastiques dynamiques dans les corps mous en interaction avec des corps rigides. Malgré les temps de calcul importants requis pour la simulation par éléments finis, leur simulateur peut gérer des contacts couplés bidirectionnels, les collisions, les frictions, les contraintes articulaires et le contrôle. Des performances en temps réel ont été obtenues en utilisant des modèles déformables réduits et des algorithmes en temps linéaire pour la dynamique des corps rigides. L'objectif principal était de développer un système de simulation physique rapide pour les personnages déformables mais animés cinématiquement grâce à un squelette rigide.

6.4 Exemples de modèles particuliers

Exemple de modèles du genou

Alors que l'articulation de la hanche peut être décrite, en tout cas pour la marche normale, comme une articulation à rotule standard sans translation et l'articulation de la cheville comme deux articulations pivots, le mouvement de l'articulation du genou est beaucoup plus complexe. Dans l'activité quotidienne, telle que la marche normale non pathologique, l'articulation du genou est soumise à des charges importantes avec des valeurs maximales bien supérieures au poids corporel du sujet. L'évolution des valeurs de charge dans un cycle de marche sont complexes car plusieurs forces externes existent comme les forces de réaction au sol, la masse et les forces d'accélération du pied qui sont contrebalancés par les forces agissant à l'intérieur de l'articulation, comme les forces de contact tibio-fémorales et les forces générées par les muscles pour soit maintenir l'équilibre soit générer un mouvement. Il y a aussi des forces plus petites agissant à l'intérieur de l'articulation telles que les contraintes des tissus mous, les forces de contact et les forces créées par frottement interne. En raison de cette complexité, l'articulation du genou a été principalement modélisée et simulée à l'aide de la méthode des éléments finis, qui a été utilisée avec succès pour analyser la cinématique articulaire et une variété de problèmes liés à l'articulation du genou [Glitsch et Baumann 1997, Ramaniraka et al. 2007]. Dans ces modèles, le genou comprend des structures comme les ligaments et des matériaux sophistiquées [Pioletti et al. 1998] qui implémentent des propriétés comme l'isotropie transversale, des courbes contrainte-déformation non linéaires et dans une certaine mesure un comportement viscoélastique. Dans les modèles musculosquelettiques, les articulations ne sont pas décrites comme des maillages tridimensionnels autorisés à se déformer. Au lieu de cela, la cinématique des articulations est modélisée comme une ou plusieurs fonctions contrôlées par une ou plusieurs variables. Ainsi, dans la plupart des modèles musculosquelettiques, l'articulation du genou est soit décrite comme une articulation idéale basée uniquement sur des rotations [Horsman 2007] ou, comme dans la plupart des modèles cliniques courants, une articulation du genou dans le plan [Delp et al. 1990]. Dans [Delp et al. 1990], l'articulation du genou est par exemple décrite en utilisant un degré de liberté (flexion du genou) couplé avec deux autres degrés de liberté : la translation tibio-fémorale et la rotation non sagittale. Un autre modèle [Arnold et al. 2010] utilise également un DOF (flexion) mais couplé avec trois translations et trois rotations. Cette articulation est basée sur des mesures expérimentales de cinématique tibio-fémorale de 23 genoux adultes [Walker et al. 1988].

Exemple de modèles du pied et des contacts au sol

Le modèle du pied est très important en animation et surtout lorsqu'elle est basée physique car les forces de contact au sol jouent un rôle prépondérant dans la stabilité de la simulation. Définir la ou les primitives de collision ainsi que la stratégie de gestion des contacts est donc souvent un point crucial. Le modèle le plus basique du pied consiste simplement en une boîte où les 4 coins inférieurs vont jouer le rôle de points de contact. Avec ce type de modèle et bien que le pied soit supposé être en contact avec le sol (par exemple par contrôle), il n'est pas rare d'observer seulement trois ou moins points de contact parmi les 4. Il est également possible d'observer des changements soudains des points en contact entre deux pas de simulation successifs. Un faible nombre de points de contact peut entraîner des rotations non voulues de la jambe et donc déséquilibrer le personnage. Il est aussi possible de modéliser le pied avec deux corps rigides, un pour les orteils et un autre pour le reste du pied, une rotation à un degré de liberté étant utilisée entre les deux corps. Des modèles plus complexes ont été proposés afin d'améliorer les contacts, souvent au prix du temps de calcul (de détection de collision et/ou de résolution). Nous en donnons ici trois exemples (voir Figure 6-8).

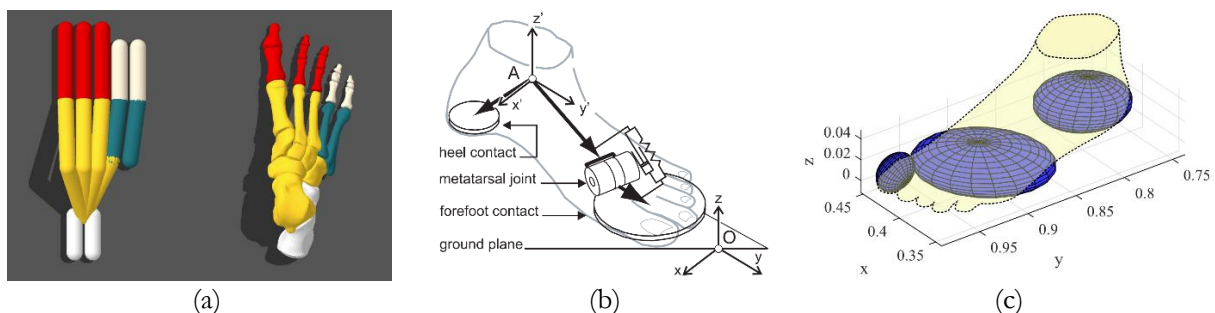


Figure 6-8 : 3 exemples de modèle du pied et de leur contact au sol.

Modélisation multi-segments [Park et al. 2018]. Dans ce modèle, le pied est assez simplement décomposé en d'avantage de corps rigides, 5 au total par pied. La Figure 6-8a illustre ces corps, chacun coloré différemment. Chaque capsule est un os artificiel appartenant à un corps et utilisée comme unité de collision. Le principe est évidemment de reproduire avec plus de précision la forme du pied et ses fonctionnalités. Grâce à ce modèle de pied il est possible de simuler des mouvements du pied avec précision tels que des mouvements incluant des montées sur la pointe du pied, des inclinaisons, ou tenir en équilibre sur un pied. La méthode de détection et de gestion des collisions est une méthode classique de pénalisation.

Modélisation par disques de contact [Millard et Kecskemethy 2015]. Dans ce modèle, les contacts sont réalisés à travers des disques placés au talon et sur l'avant du pied (voir Figure 6-8b). Le disque du talon est attaché rigidement au repère de la cheville (repère A dans la figure). Une articulation métatarsienne à un DOF permet au disque de l'avant-pied de tourner par rapport au disque du talon. Un ressort-amortisseur à l'articulation métatarsienne applique de plus un couple dans le repère de la cheville. Les disques sont bien adaptés à la modélisation du pied car ils sont mécaniquement stables lorsqu'à plat sur le sol. Cette méthode permet d'obtenir des contacts stables avec des forces de réaction au sol et une position du centre de pression proches à celles mesurées à l'aide d'une plateforme de force.

Modélisation par ellipsoïdes et contact volumétrique [Brown et McPhee 2018]. Dans ce modèle les géométries de collision sont 3 ellipsoïdes (voir Figure 6-8c) placées sur le talon, sous les premières articulations des orteils et sur le gros orteil. Ce choix est justifié par le chemin que prend le centre de pression lors de la marche. La position et les paramètres des ellipsoïdes sont obtenus par optimisation de telle sorte que la force de contact résultante soit proche de données expérimentales (par exemple sur un essai statique sur plateforme de force). Les contacts sont eux gérés par le volume (et non la plus grande distance de pénétration) en collision. Ce contact volumétrique est basé sur un modèle élastique qui modélise la surface des ellipsoïdes comme une collection continue de ressorts. Etant donné que le contact volumétrique prend en compte la pression développée sur toute la surface de contact, il est plus précis que les modèles de contact ponctuel surtout pour les géométries complexes. Le contact volumétrique inclut de plus un terme d'amortissement qui peut capturer une partie de la viscoélasticité du corps mou plantaire, mais la forme standard suppose une rigidité linéaire et peut perdre un peu de précision lors de la modélisation de matériaux avec une rigidité non linéaire. Outre la force normale, le contact volumétrique définit des équations pour la résistance au roulement, le frottement tangentiel et le frottement en rotation. Il en résulte un ensemble d'équations bien plus efficaces que les modèles de fondations élastiques discrets, et non significativement plus complexes que les modèles à contact ponctuel.

Bibliographie

- [Arnold et al. 2010] A model of the lower limb for analysis of human movement. Arnold, E., Ward, S., Lieber, R., Delp, S. *Ann. Biomed. Eng.* 38, 269–279, 2010
- [Berranen et al. 2012] 3D volumetric muscle modeling for real-time deformation analysis with FEM. Y. Berranen, M. Hayashibe, B. Gilles, and D. Guiraud. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEE*, pages 4863–4866. IEEE, 2012
- [Blemker et Delp 2005] Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. S.S. Blemker and S.L. Delp. *Annals of Biomedical Engineering*, 33(5):661–673, 2005
- [Boeing et Braunl 2007] Evaluation of real-time physics simulation systems. Boeing A., Braunl T. In *Proceedings of the Int. Conf. on Computer Graphics and Interactive Techniques in Australia and Southeast Asia*, pp. 281–288, 2007
- [Brown et McPhee 2018] A 3D ellipsoidal volumetric foot-ground contact model for forward dynamics. Brown P., McPhee J. *Multibody System Dynamics*, 42, 2018
- [Coros et al. 2010] Generalized biped walking control. Coros S., Beaudoin P., van De Panne M. *ACM Transactions on Graphics* 29, 130, 2010

- [Coros et al. 2011] Locomotion skills for simulated quadrupeds. Coros S., Karpathy A., Jones B., Reveret L., van De Panne M. *ACM Transactions on Graphics* 30, 4, 59, 2011
- [Damsgaard et al. 2006] Analysis of musculoskeletal systems in the Anybody modeling system. Damsgaard M., Rasmussen J., Christensen S. T., Surma E., de Zee M. *Simulation Modelling Practice and Theory* 14, 8, 1100–1111, 2006
- [De Leva 1996] Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov’s segment inertia parameters. De Leva P. *Journal of Biomechanics* 29, 9, 1223–1230, 1996
- [Delp et al. 1990] An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. Delp, S.L., Loan, J.P., Hoy, M.G., Zajac, F.E., Topp, E.L., Rosen, J.M. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 37(8), 757–767, 1990
- [Erdemir et al. 2007] Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. Erdemir A., McLean S., Herzog W., van den Bogert A. J. *Clinical Biomechanics* 22, 2, 131–154, 2007
- [Erez et al. 2015] Simulation tools for model-based robotics: Comparison of Bullet, Havok, MuJoCo, ODE and PhysX. T. Erez, Y. Tassa and E. Todorov. *IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 4397-4404, 2015
- [Featherstone 2008] *Rigid Body Dynamics Algorithms*. Featherstone R. Springer-Verlag, New York Inc., 2008
- [Glitsch et Baumann 1997] The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity. Glitsch, U., Baumann, W. J. *Biomech.* 30(11–12), 1123–1131; 1997
- [Grood et Suntay 1983] E.S. Grood et W.J. Suntay. A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, 105(2):136–144, 1983
- [Hollars et al. 1994] *SD/Fast User’s Manual*. Hollars M., Rosenthal D., Sherman M. Symbolic Dynamics Inc, Mountain View, CA, USA, 1994.
- [Horsman 2007] Horsman, K.: The Twente lower extremity model. PhD thesis, Department of Engineering Technology, University of Twente, Netherlands, 2007
- [Hill 1938] The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. Hill A. V. *Proceedings of the Royal Society of London B: Biological Sciences* 126, 843, 136–195, 1938
- [Ivaldi et al. 2014] Tools for dynamics simulation of robots: a survey based on user feedback. Ivaldi S., Padois V., Nori F. *CoRR*, 1402.7050, 2014
- [Jain et Liu 2011] Controlling physics-based characters using soft contacts. Jain S., Liu C. *ACM Transactions on Graphics* 30, 6, 163, 2011
- [Kane et Levinson 1996] *Dynamics Online: Theory and Implementation with AUTOLEV*. Kane T., Levinson D. Online Dynamics, Inc., Sunnyvale, CA, USA, 1996
- [Kavan et al. 2007] Skinning with dual quaternions. Kavan L., Collins S., Zara J., O’Sullivan C. In *Proceedings of the 2007 symposium on Interactive 3D graphics and games, I3D ‘07*, pp. 39–46, 2007
- [Kwon et Hodgins 2010] Control systems for human running using an inverted pendulum model and a reference motion capture sequence. Kwon T., Hodgins J. In *Proceedings of the ACM SIGGRAPH/Eurographics Symp. on Computer Animation*, pp. 129–138, 2010
- [Lee et al. 2009] Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body. S.H. Lee, E. Sifakis, and D. Terzopoulos. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 28(4):99:1–99:17, 2009
- [Liu et al. 2005] Learning physics-based motion style with nonlinear inverse optimization. Liu C.K., Hertzmann A., Popovic Z. *ACM Transactions on Graphics* 24, 3, 1071–1081, 2005

- [Millard et Kecskemethy 2015] A 3D Foot-Ground Model Using Disk Contacts. Millard M., Kecskemethy A. *Mechanisms and Machine Science*, 26, 161-169, 2015
- [Park et al. 2008] Multi-segment foot modeling for human animation. Park H., Yu R., Lee J. In *Proceedings of the 11th Annual International Conference on Motion, Interaction, and Games (MIG '18)*, Article 16, 1–10, 2008
- [Pioletti et al. 1998] Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. Pioletti, D.P., Rakotomanana, L.R., Benvenuti, J.F., Leyvraz, P.F. *J. Biomech.* 31(8), 753–757, 1998
- [Pratt et al. 2001] Virtual model control: An intuitive approach for bipedal locomotion. Pratt J., Chew C., Torres A., Dilworth P. *International Journal of Robotics Research* 20, 2, 129–143, 2001
- [Raibert et Hodgins 1991] Animation of dynamic legged locomotion. Raibert M.H., Hodgins J.K. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* 25, 4, 349–358, 1991
- [Ramaniraka et al. 2007] Biomechanical evaluation of intra-articular and extra-articular procedures in anterior cruciate ligament reconstruction: a finite element analysis. Ramaniraka, N.A., Saunier, P., Siegrist, O., Pioletti, D.P. *Clin. Biomech.* 22(3), 336–343, 2007
- [Rengifo et al. 2010] Distribution of forces between synergistics and antagonistics muscles using an optimization criterion depending on muscle contraction behavior. Rengifo C., Aoustin Y., Plestan F., Chevallereau C. *Journal of Biomechanical Engineering* 132, 4, 2010
- [Sanchez et al. 2014] Embedding digitized fibre fields in finite element models of muscles. C.A. Sanchez, J.E. Lloyd, S. Fels, and P. Abolmaesumi. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, 2(4):223–236, 2014
- [Shinar et al. 2014] Two-way coupling of rigid and deformable bodies. T. Shinar, C. Schroeder, and R. Fedkiw. In *ACM SIGGRAPH / Eurographics Symposium on Computer Animation (SCA)*, volume edited by D. James and M. Gross, pages 95–103, 2008
- [Si et al. 2014] Realistic biomechanical simulation and control of human swimming. Weiguang Si, Sung-Hee Lee, Eftychios Sifakis, and Demetri Terzopoulos. *ACM Trans. Graph.*, 34(1):10:1–10:15, 2014
- [Smith 2006] Open Dynamics Engine. Smith R. *User Guide v0.5*, 2006
- [Sok et al. 2007] Simulating biped behaviors from human motion data. Sok K., Kim M., Lee J. *ACM Transactions on Graphics* 26, 3, 107, 2007
- [Stroeve 1996] Learning combined feedback and feedforward control of a musculoskeletal system. Stroeve S. *Biological Cybernetics* 75, 1, 73– 83, 1996
- [Tan et al. 2012] Soft body locomotion. J. Tan, G. Turk, and C.K. Liu. *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, 31(4):26:1–26:11, 2012
- [Teran et al. 2005] Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set. J. Teran, E. Sifakis, S.S. Blemker, V. Ng-Thow-Hing, C. Lau, and R. Fedkiw. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 11(3):317–328, 2005
- [Todorov et al. 2012] MuJoCo : A physics engine for model-based control. Todorov E., Erez T., Tassa Y. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. p. 5026–5033, 2012
- [Todorov 2014] Convex and analytically-invertible dynamics with contacts and constraints : Theory and implementation in MuJoCo. Todorov E. In *2014 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, p. 6054–6061, 2014
- [van de Panne et Lamouret 1995] Guided optimization for balanced locomotion. van De Panne M., Lamouret A. *Computer animation and simulation* 95, 165–177, 1995

- [van den Bogert et al. 2008] A weighted least squares method for inverse dynamic analysis. van den Bogert A. J., Su A. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 11, 1, 3–9, 2008
- [van Welbergen et al. 2010] Real time animation of virtual humans: A tradeoff between naturalness and control. van Welbergen H., van Basten B. J. H., Egges A., Ruttkay Z. M., Overmars M. H. *Computer Graphics Forum* 29, 8, 2530–2554, 2010
- [Vaughan et al. 1999] *Dynamics of Human Gait*. Vaughan C., Davis B., Jeremy C. Human Kinetics Publishers Champaign, Cape Town, South Africa, 1999
- [Walker et al. 1988] The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. Walker, P.S., Rovick, J.S., Robertson, D.D. *J. Biomech.* 21(11), 965–967, 969–974, 1988
- [Wang et al. 2009] Optimizing walking controllers. Wang J., Fleet D., Hertzmann A. *ACM Transactions on Graphics* 28, 5, 168, 2009
- [Wang et al. 2012] Optimizing Locomotion Controllers Using Biologically-Based Actuators and Objectives. Wang J., Hamner S., Delp S. *ACM Transactions on Graphics* 31, 4, 25, 2012
- [Winter 1990] *Biomechanics And Motor Control of Human Movement*. Winter D.A. A Wiley-Interscience Publication, 1990
- [Woods et al. 1997] *Modeling and Simulation of Dynamic Systems*. Woods R., Lawrence K. Prentice Hall Upper Saddle River, New Jersey, 1997
- [Wrotek et al. 2006] Dynamo: Dynamic, data-driven character control with adjustable balance. Wrotek P., Jenkins O., McGuire M. *Proceedings of the 2006 ACM SIGGRAPH Symp. on Videogames* 1, 212, 61–70, 2006
- [Yin et al. 2007] Simbicon: Simple biped locomotion control. Yin K.K., Loken K., van De Panne M. *ACM Transactions on Graphics* 26, 3, 105, 2007
- [Zajac 1989] Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Zajac F. E. *Critical Reviews in Biomedical Engineering* 17, 4, 359–411, 1989
- [Zatsiorsky et al. 1990] Methods of determining mass-inertial characteristics of human body segments. Zatsiorsky V., Seluyanov V., Chugunova L. In *Contemporary Problems of Biomechanics* G.G. Chernyi and S.A. Regirer (Eds.), pp. 272–291, 1990

Chapitre 7. Contrôleurs de mouvement d'humains virtuels

Le contrôleur du mouvement est un composant clé de tout simulateur direct de mouvement. Il est le composant en charge de générer des valeurs d'actionnement qui permettent à un personnage de se mouvoir : c'est un cerveau virtuel. Semblable aux cerveaux dans les systèmes biologiques, le calcul des valeurs d'actionnement est basé sur des données de capteurs qui fournissent des informations sur l'état de l'environnement virtuel et le personnage lui-même. C'est ce que l'on appelle une commande en boucle fermée, signifiant la présence d'une boucle de rétroaction. Les données des capteurs peuvent représenter l'état d'un personnage (par exemple sa pose, la position et vitesse du centre de masse ou le moment angulaire) ou bien des informations de contacts (comme le polygone de support ou le nombre de points de contact) ou bien des paramètres liés à la tâche motrice à effectuer (comme la position d'une cible à atteindre). A l'opposé, le contrôle en boucle ouverte (ou contrôle prédictif) fait référence à un système qui n'utilise aucune donnée de capteur ni boucle de rétroaction. L'utilisation du contrôle en boucle ouverte est rare dans l'animation interactive car ne peut pas réagir à des événements imprévus ou des commandes temps réel mais des valeurs d'actionneurs ainsi calculées peuvent parfois être utilisées pour compléter un système de contrôle en boucle fermée.

Ces approches sont principalement utilisées pour la simulation basée physique de personnages car en animation cinématique le contrôle direct des poses est privilégié car plus simple et plus intuitif. En environnement physique, les contrôleurs de mouvement permettent une interaction via des paramètres de contrôle de haut niveau, tels que la vitesse de marche souhaitée, la direction ou la tâche motrice à effectuer.

Dans [Geijtenbeek et al 2012], nous avons catégorisé les différentes approches de conception de contrôleurs ainsi :

- Contrôle du mouvement dans l'espace des articulations. Cette approche est issue de la théorie classique du contrôle et tente de contrôler les personnages en définissant des cibles cinématiques pour toutes les articulations actionnées et utilise des contrôleurs de rétroaction locaux pour calculer les couples nécessaires pour atteindre ces cibles.
- Contrôle par réseaux de stimulus. Cette approche est issue de l'intelligence artificielle et s'inspire des systèmes biologiques. Elle tente de réaliser un contrôle de mouvement en utilisant un réseau de contrôle générique (tel qu'un réseau de neurones artificiels) pour construire des relations explicites entre les capteurs d'entrée et les actionneurs de sortie. Ce type de contrôleur ne contient généralement aucune connaissance a priori de la tâche ou du personnage et l'ensemble des paramètres de contrôle optimaux est recherché par optimisation hors ligne, selon des objectifs de haut niveau.
- Contrôle par optimisation en dynamique contrainte. Cette approche est issue de la théorie du contrôle optimal et de l'optimisation. Elle tente de trouver les valeurs d'actionneurs optimales par rapport à un ensemble d'objectifs de haut niveau, soumis aux équations du mouvement décrivant la dynamique contrainte du modèle de personnage et de son environnement.

Comme dans le chapitre précédent, le but ici n'est pas de faire un état de l'art des différentes approches et des différents travaux réalisés autour de la conception et de l'architecture des contrôleurs. Nous allons plutôt présenter les principes et mécanismes fondamentaux, souvent communs aux différentes conceptions de contrôleur.

7.1 Contrôle de rétroaction locale

Le but d'un contrôleur de rétroaction locale est de calculer des valeurs d'actionneur, typiquement des moments articulaires pour un système de corps rigides articulés dans un environnement basé physique, qui minimisent la différence entre l'état actuel et l'état souhaité. Les personnages contiennent généralement des articulations de rotation. Les cibles cinématiques sont donc principalement représentées par l'orientation de ces articulations et leurs vitesses angulaires. Cependant, les stratégies de contrôle par rétroaction locale peuvent être appliquées de la même manière aux articulations prismatiques (coulissantes).

Contrôle proportionnel et dérivé

La technique de contrôle par rétroaction la plus largement utilisée est appelée contrôle proportionnel et dérivé, ou contrôle PD (*proportional-derivative control, PD control*). Il calcule typiquement un couple articulaire τ qui est linéairement proportionnel à la différence entre l'état actuel et l'état souhaité. Il prend en compte à la fois la différence d'orientation actuelle θ et l'orientation d'articulation souhaitée θ_d , ainsi que la différence de vitesse angulaire actuelle $\dot{\theta}$ et la vitesse angulaire souhaitée $\dot{\theta}_d$:

$$\tau = k_p(\theta_d - \theta) + k_v(\dot{\theta}_d - \dot{\theta})$$

Dans cette équation, k_p et k_v sont les gains du contrôleur et ils régulent la réponse du contrôleur aux écarts de position et de vitesse. Souvent, uniquement une orientation désirée est souhaitée et la vitesse angulaire désirée est fixée à zéro. Un contrôleur PD devient alors similaire à un système ressort-amortisseur où un ressort génère une force pour se déplacer vers sa position cible θ_d . Dans un tel système, k_p définit le gain du ressort (ou constante du ressort) et k_v l'amortissement.

Trouver des valeurs correctes pour k_p et k_v n'est pas une tâche simple et nécessite souvent un réglage manuel par essais et erreurs. Lorsque les gains du contrôleur sont réglés trop bas, une articulation peut ne pas être en mesure de suivre sa cible. Lorsqu'ils sont réglés trop hauts, une articulation peut suivre une trajectoire cible de manière trop rigide et devenir raide. La quantité de rigidité est également appelée impédance et dans le mouvement humain l'impédance est généralement faible. Le mouvement à haute impédance est considéré comme robotique ou rigide. Les gains doivent également être définis dans une relation appropriée l'un par rapport à l'autre. Une valeur relativement élevée de k_p peut entraîner un dépassement (ce qui signifie qu'une articulation oscillera autour de son orientation souhaitée avant de l'atteindre), tandis qu'une valeur relativement élevée de k_v peut entraîner une convergence lente. Lorsque la relation entre les deux est optimale (convergence la plus rapide sans dépassement), le contrôleur est dit à amortissement critique. Si l'état souhaité et les caractéristiques dynamiques sont fixes, la relation optimale entre les deux paramètres de gain est : $k_v = 2\sqrt{k_p}$. Même si en animation, cette relation est plus complexe car l'état souhaité et les caractéristiques dynamiques sont soumis à des changements constants, cette relation est souvent utilisée comme une estimation ou un point de départ pour le réglage.

Pour diminuer la quantité de réglage, les gains peuvent être dépendants du moment d'inertie de la chaîne de corps contrôlés par une articulation [Zordan et Hodgins 2002]. La réactivité du contrôleur peut aussi être améliorée en réduisant temporairement les gains du contrôleur pour les parties les plus significatives du corps lorsqu'une perturbation est détectée. La plupart des simulateurs utilisant des contrôleurs PD règlent finement les gains par un processus d'optimisation hors ligne où les gains optimaux sont calculés en fonction d'une mesure de qualité du mouvement obtenu.

[Tan et al. 2011a] présentent une modification de la formulation de contrôle PD standard, appelée contrôle PD stable (SPD), qui augmente la stabilité à des gains élevés. Au lieu d'utiliser la position et la vitesse actuelles pour calculer les couples articulaires, ils estiment la position et la vitesse au cours du pas de temps à venir, sur la base de la vitesse et de l'accélération actuelles. Ces estimations sont ensuite utilisées avec la position et la vitesse souhaitées au cours du pas de temps à venir.

$$\tau = k_p \left(\theta_d^{t+\Delta} - (\theta^t + \Delta t \dot{\theta}^t) \right) + k_v \left(\dot{\theta}_d^{t+\Delta} - (\dot{\theta}^t + \Delta t \ddot{\theta}^t) \right)$$

Cette description par SPD est de plus en plus utilisée en lieu et place des contrôleurs PD classiques de par leur meilleure approximation des vitesses et des orientations et avec un coût de calcul supplémentaire négligeable.

Lorsqu'il est affecté par des forces externes telles que la gravité, l'état stable d'un contrôleur PD peut être différent de la position souhaitée. Les systèmes de contrôle industriels ajoutent souvent un composant intégral à l'équation qui compense l'erreur accumulée dans le temps entre la position actuelle et la position cible. Une telle méthode de contrôle est appelée contrôle dérivé, proportionnel et intégral (PID). Cependant, dans l'animation de personnages, une telle approche a une utilisation très limitée car tout changement d'état souhaité invalide l'erreur intégrale actuelle. Hors les changements d'état arrivent très souvent, typiquement à chaque pas de simulation.

7.2 Contrôle de l'équilibre et de la pose

La plupart des méthodes de contrôle basé physique utilisent un ou des composants pour assurer l'équilibre du personnage et/ou pour suivre une consigne de mouvement. Il existe cependant des moyens différents de générer des mouvements équilibrés à suivre.

Génération de mouvement procédural

Les premières tentatives de contrôle de mouvement généraient des mouvements à l'aide de fonctions qui tentaient de modéliser les comportements observés dans les systèmes biologiques. Ces algorithmes sont développés sur la base de l'intuition humaine en utilisant des connaissances issues de la physique, de la robotique et de la biomécanique. Ceci a par exemple été utilisé dans les années 90 pour construire divers types de démarches pour un certain nombre de personnages de faibles dimensions. Ces méthodes nécessitent de longues optimisations hors ligne et se concentrent sur la fonction plutôt que sur le style. En conséquence, les animations générées à l'aide de ces contrôleurs apparaissent plutôt robotiques. Les derniers travaux majeurs sur le sujet [Tan et al. 2011b] utilisent la génération de mouvement procédural pour animer des créatures sous-marines, en utilisant des trajectoires cibles basées sur des fonctions géométriques. Les paramètres de ces fonctions sont trouvés grâce à une optimisation hors ligne pour des critères de haut niveau tels que la maximisation de la vitesse de nage et la minimisation de la consommation d'énergie.

Graphe de contrôle de pose

Les graphes de contrôle de pose sont une approche plus générique du contrôle du mouvement. Dans cette approche, chaque état d'une machine à états finis est lié à une pose clé cible qui est transmise en entrée aux contrôleurs de rétroaction locale. L'approche présente une certaine ressemblance avec l'animation cinématique par images clés (*keyframe*). Un avantage est qu'elle permet la création ou la modification intuitive de différents styles de mouvement sans avoir besoin d'une compréhension détaillée de la stratégie de contrôle sous-jacente. Les animateurs peuvent créer ou régler des contrôleurs en modifiant simplement les poses clés. Cependant, ces poses clés ne sont pas garanties d'être atteintes pendant la simulation. Parfois même, les poses clés doivent être exagérées au-delà de la pose prévue pour obtenir l'effet souhaité.

Cette approche de base a été initialement utilisée pour animer des personnages en 2D de faibles dimensions [van de Panne et al. 1994]. Le contrôle bipède 3D nécessite une correction d'équilibre supplémentaire car il n'y a pas de suivi de la translation et rotation globales [Laszlo et al. 1996]. Pour maintenir l'équilibre, des corrections de pose linéaires peuvent être appliquées au début de chaque cycle de marche, en fonction de la rotation du bassin ou du centre de masse.

[Yin et al. 2007] introduisent une solution générique pour le contrôle de la locomotion de bipède basée sur des graphes de contrôle de pose (voir Figure 7-1). Leur solution, le SIMBICON (acronyme de *SIM*ple *Bipède* *CON*troller) permet le contrôle de la locomotion bipède avec une grande variété d'allures et de styles. Des contrôleurs peuvent être définis pour marcher dans différentes directions et effectuer diverses locomotions telles que la course ou du saut, et en utilisant seulement deux à quatre états. Cette solution a été à la base d'une série de projets de recherche qui ont consisté à améliorer le principe de base. Par exemple, [Coros et al. 2008] utilisent l'optimisation hors ligne pour développer une politique de contrôle de niveau supérieur qui bascule entre les instances de contrôleur en fonction de l'état actuel du personnage et d'une tâche objectif. En utilisant cette stratégie, ils proposent un contrôleur qui peut franchir des lacunes tout en planifiant plusieurs étapes à l'avance, ainsi qu'un contrôleur qui effectue des tâches avec des objectifs de position et d'orientation à long terme, avec une robustesse accrue [Coros et al. 2009].

D'autres se concentrent sur l'optimisation hors ligne des paramètres du SIMBICON. Yin et al. [Yin et al. 2008] démontrent comment les contrôleurs peuvent être optimisés pour franchir des obstacles, marcher sur la glace, traverser des pentes et des escaliers, et pousser ou tirer de grandes charges. Wang et al. [Wang et al. 2009] optimisent les paramètres du SIMBICON pour influencer le style de mouvement, en utilisant une métrique d'optimisation composée qui inclut des termes pour la minimisation de l'énergie, la symétrie de la marche et la stabilisation de la tête.

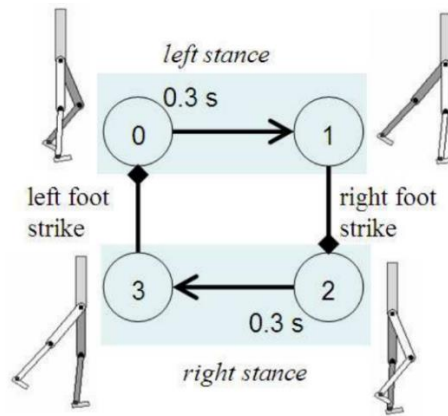


Figure 7-1 : Machine à états finis de 4 poses pour la simulation physique de la marche [Yin et al. 2007].

[Coros et al. 2010] ont encore amélioré leur approche afin qu'elle n'ait plus besoin d'être réglée pour une taille, un style de mouvement ou une vitesse de marche spécifiques. Plus important encore, ils utilisent des forces virtuelles pour compenser la gravité, contrôler la vitesse et l'équilibre. L'utilisation de forces virtuelles élimine bon nombre des problèmes causés par la nature locale et non coordonnée des contrôleurs de rétroaction. Ils utilisent aussi des poses clés cibles pour générer des trajectoires cibles continues basées sur des splines ce qui augmente la robustesse du suivi. Enfin, ils utilisent la cinématique inverse pour ajuster la position cible du haut du corps, permettant des tâches de manipulation d'objets pendant la locomotion. Même si cette solution permet divers comportements de marches robustes, il ne convient pas à la locomotion à haute énergie telle que la course. Dans des travaux ultérieurs, [Coros et al. 2011] appliquent des techniques similaires pour développer une solution pour plusieurs créatures à quatre pattes, incorporant un modèle de contrôle flexible de la colonne vertébrale.

Génération de mouvement basée donnée

Des données de capture de mouvement semblent une source idéale pour le contrôle de personnages car elles sont connues pour être physiquement réalistes (puisque réalisées) et incluent à la fois les positions cibles et les vitesses cibles (après un éventuel filtrage approprié). Cependant, il peut exister des différences significatives entre le mouvement d'origine et le mouvement simulé :

- Le personnage simulé n'est jamais exactement identique à l'acteur interprète (longueur des membres, DOF, masses et inerties, etc.) ;
- Les systèmes de capture de mouvement ne capturent pas de nombreux comportements subtils du mouvement comme les petites corrections d'équilibre ;
- Dans les simulations physiques temps réel, la simulation de phénomènes du monde réel tels que le frottement, la déformation des tissus mous ou la complaisance des articulations est au mieux très simplifiée.

Des techniques post-capture sont donc souvent utilisées pour réduire ces écarts. Par exemple, [Sok et al. 2007] tentent d'ajuster les trajectoires cinématiques des cibles en utilisant une optimisation hors ligne de cartes de déplacement non linéaires. Cette méthode augmente les performances du suivi de la locomotion bipède 2D mais nécessite toujours une stratégie de compensation d'équilibre supplémentaire. Une cinématique inverse pour ajuster les trajectoires du haut du corps et peut aussi être utilisée pour créer des contrôleurs interactifs comme pour la boxe et le tennis [Zordan et Hodgins 2002]. [Yin et al. 2007] utilisent la stratégie d'équilibre du SIMBICON pour la locomotion 3D basée sur des données de capture de mouvement prétraitées. De manière assez similaire, [Lee et al. 2010] proposent une solution capable de suivre différents styles de données de locomotion 3D qui peuvent être calculés à la volée sans nécessiter de prétraitement. L'équilibre est atteint en modulant les données de référence à l'aide de stratégies d'équilibre de type SIMBICON pour la position de la hanche, le balancement de la hanche, la position de la cheville et le balancement du pied. Pour le contrôle par rétroaction locale, ils utilisent la dynamique inverse pour calculer les couples articulaires à partir des accélérations cibles, en fonction de l'état actuel et des données de référence.

Une stratégie de contrôle dite de cartographie état-action est également utilisée et est basée sur l'idée qu'une cible cinématique peut être directement dérivée de la pose actuelle du personnage. Le procédé maintient un ensemble de relations entre l'état actuel et la pose cible où une pose au temps t (l'état source) est mis en correspondance avec une pose au temps $t + \Delta t$ (la cible). La méthode est idéale pour une utilisation avec des données de capture de mouvement car la source et la cible peuvent être directement dérivées des pas suivants de données de mouvement [Sharon et van de Panne 2005]. [Sok et al. 2007] étendent cette approche en utilisant un ensemble beaucoup plus dense de relations qui sont acquises à partir de clips de capture de mouvement optimisés issus de mouvements similaires. Leur état d'entrée comprend la vitesse, la position du pied et les informations de contact avec le sol, tandis qu'à leurs poses cibles sont associées les vitesses articulaires. Même si leur solution permet une large gamme de mouvements et de transitions entre les mouvements, elle n'a été démontrée qu'en 2D.

Contrôle par commande anticipée

Un certain nombre de méthodes de contrôle utilisent des modèles de couple prédictifs prédéfinis en plus des couples de rétroaction locale. L'idée de cette approche provient d'études suggérant que les systèmes biologiques utilisent le contrôle par anticipation (*feed-forward control*) pour la plupart de leurs mouvements et n'utilisent le contrôle par rétroaction que pour les corrections à faible gain. Dans l'animation basée physique, des couples d'anticipation peuvent être acquis par optimisation, par dynamique inverse, par apprentissage d'erreur de rétroaction ou en utilisant une simulation auxiliaire parallèle et en ligne de données de capture de mouvement.

Un problème avec les couples d'anticipation est qu'ils ne fonctionnent pas de manière optimale avec des mouvements discontinus car le moment précis d'un changement de couple soudain n'est pas prévisible à l'avance. Un exemple est l'augmentation soudaine du couple lors de la frappe du talon au sol lors de la locomotion. En conséquence, les méthodes d'anticipation fonctionnent mieux pour les mouvements continus ou pour les parties du corps qui bougent plus ou moins continuellement pendant un mouvement discontinu, comme le haut du corps pendant la marche.

7.3 Contrôle par réseaux de stimulation-réponse

Il existe un certain nombre de types différents de réseaux de stimulus-réponse, en plus des réseaux de neurones artificiels (ANN), y compris les programmes génétiques (GP) et les générateurs de modèles centraux (CPG). Même si les réseaux de stimulus-réponse existent dans de nombreuses variantes, ils sont tous constitués d'éléments de traitement interconnectés (souvent appelés nœuds ou neurones), chacun avec un nombre variable d'entrées et une seule sortie. Les réseaux de contrôle sont généralement récurrents, ce qui signifie que leurs liens internes forment une boucle. Cela permet la représentation d'un état interne, ou d'une mémoire. Des délais peuvent être ajoutés aux nœuds pour promouvoir des comportements dynamiques. Les nœuds connectés à l'entrée du capteur sont appelés nœuds de capteur, tandis que les nœuds connectés aux actionneurs sont appelés nœuds d'actionneur.

Réseaux de neurones artificiels

Le type le plus courant de réseau de stimulus-réponse est le réseau de neurones artificiels (ANN) dans lequel chaque nœud produit une valeur basée sur la somme pondérée de ses nœuds d'entrée et une fonction de seuil. Dans les ANN, la sortie de chaque neurone (inspirée des axones en biologie) est déterminée par la somme pondérée de toutes les entrées (inspirées des dendrites) et de la fonction d'activation pour laquelle une fonction sigmoïde est souvent utilisée pour des raisons de calcul. Une fonction d'activation $\sigma(x)$ classiquement utilisée est donnée ci-dessous et illustrée en

Figure 7-2 et où y_i est le niveau d'activation du nœud i , et w_{ji} est le poids de la connexion entre les nœuds i et j :

$$y_i = \sigma \left(\sum_{j=1}^N w_{ji} y_j \right)$$

$$\sigma(x) = \frac{1}{1 + e^{-4.954273x}}$$

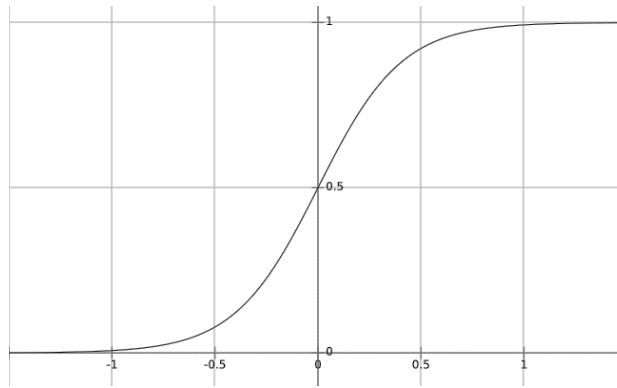


Figure 7-2 : Tracé de la fonction d'activation $\sigma(x)$ ci-contre.

De nombreuses tentatives d'utilisation de réseaux de neurones artificiels pour l'animation de personnages basée physique réduisent la complexité du problème en ne regardant que les personnages 2D et/ou en limitant le nombre de degrés de liberté (DOF) dans les articulations [van de Panne et Fiume 1993]. [Reil et Husband 2002] utilisent un ANN avec une topologie fixe pour animer un personnage 3D marchant en générant des angles d'articulation cibles qui sont ensuite introduits dans un contrôleur PD. [Allen et Faloutsos 2009] utilisent un réseau dont la topologie flexible est optimisée ainsi que ses paramètres en utilisant la méthode NEAT [Stanley 2004]. La topologie du réseau neuronal se développe progressivement, permettant un comportement de plus en plus complexe. Aucune connaissance a priori n'est supposée sur les schémas d'actionnement et ne nécessitent que les propriétés physiques du modèle et une simple fonction de récompense. Tout en travaillant avec des couples articulaires via le contrôle PD, ils parviennent à produire un ensemble d'allures amusantes mais aucun contrôle stable de la locomotion bipède 3D.

Programmes génétiques

Les programmes génétiques sont un type différent de réseau stimulus-réponse dans le sens qu'ils ne traitent pas des activations d'entrée et de sortie des nœuds comme le font les ANN. Au lieu de cela, chaque nœud du réseau représente soit une opération logique (ET, OU, OU EXCLUSIF etc.), une opération de décision (SI, SINON), soit une lecture ou une écriture en mémoire [Garis 1990]. De plus, les réseaux de [Sims 1994] utilisent plusieurs types de nœuds qui génèrent des signaux périodiques, tels que des ondes sinusoïdales ou en dents de scie.

Générateurs de modèles centraux

Un cadre connexe important utilisé dans le contrôle de la locomotion est le générateur de modèles centraux (*Central Pattern Generator*, CPG) [Taga 1995]. Les modèles produits par un CPG peuvent représenter typiquement des couples articulaires, des activations musculaires ou des angles articulaires cibles. Des CPG ont été proposés pour la génération de la locomotion ainsi que d'autres types de comportements (tels que la respiration et la déglutition). Les CPG sont des réseaux de neurones biologiques qui produisent des schémas rythmiques sans s'appuyer sur une rétroaction ou des centres de contrôle supérieurs. Cette rythmicité neuronale est générée à partir d'interactions entre neurones ou entre courants au sein de neurones individuels. Bien que ces réseaux ne reposent pas sur la rétroaction, elle peut être utilisée pour moduler les sorties des CPG. Les modèles créés par Taga ([Taga 1998, Taga et al. 1991]) pour la locomotion bipède ont été populaires dans le domaine de la robotique et commencent également à être présents dans l'animation, en particulier pour la synthèse de mouvements de natation [Si 2013] (voir Figure 7-3) et de marche [Hase et al. 2003]. Néanmoins, une limitation de ces générateurs est qu'ils ne produisent qu'un ensemble limité de mouvements, principalement des motifs rythmiques ou périodiques. L'utilisation d'une méthode basée sur les CPG ne suffit pas en général à elle seule à fournir à un personnage un riche répertoire de mouvements. Pour cette raison, dans les applications nécessitant des mouvements périodiques et non périodiques, il est nécessaire d'utiliser une stratégie de contrôle supplémentaire pour gérer les aspects non périodiques.

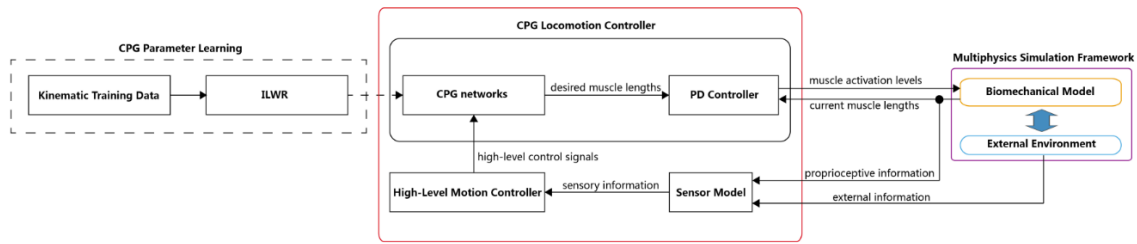


Figure 7-3 : Schéma de fonctionnement du contrôleur de [Si 2013] pour réaliser des mouvements basés sur des CPG.

7.4 Optimisation pour le contrôle

Que ça soit pour entraîner un réseau de neurones ou calculer les paramètres d'un simulateur, pour calculer les valeurs d'actionneurs hors ligne dans un simulateur par contrôle optimal ou en ligne dans un simulateur par dynamique contrainte, un processus d'optimisation peut être utilisé.

La tâche de base consiste alors à résoudre le problème d'optimisation suivant :

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{p}_t} \{O_1, \dots, O_n\}, \text{ sujet à } \{C_1, \dots, C_m\}$$

Les O_i sont les n objectifs et les C_j décrivent les m contraintes. Le résultat est un ensemble de valeurs de paramètre \mathbf{p}_t qui est optimal pour les objectifs et les contraintes donnés au temps t . Cette optimisation est effectuée à intervalles réguliers, mais généralement à un rythme inférieur ou égal au rythme de mise à jour de la simulation physique elle-même. Lorsque l'optimisation est par exemple utilisée pour calculer hors ligne des valeurs de paramètres optimaux du contrôleur comme les gains de contrôleurs PD afin de suivre un mouvement de référence, alors les \mathbf{p} sont les gains. Lorsque l'optimisation est utilisée pour calculer hors ligne ou en ligne les valeurs d'actionneurs permettant d'obtenir un mouvement stable, les \mathbf{p} sont les moments articulaires.

Les conditions que tous les paramètres doivent remplir lors de l'optimisation sont capturées dans les contraintes. L'ensemble de contraintes garantit que les solutions sont conformes aux lois de la dynamique. Ces contraintes sont représentées dans les équations du mouvement qui décrivent typiquement la relation entre un ensemble de couples et de forces et un ensemble d'accélération généralisées. En raison de sa forme, on l'appelle une contrainte d'égalité. Un exemple de contrainte d'inégalité est le frottement de Coulomb. Les contraintes d'inégalité sont également utilisées pour imposer des bornes ou des limites, telles que des limites conjointes ou des couples maximaux.

Objectifs : fonctions d'optimisation

Le comportement du contrôleur est façonné par les objectifs qui sont généralement modélisés par des fonctions de coût (ou de *fitness* ou de récompense) qui doivent être minimisées. Notez que les fonctions de coût en ligne sont différentes des fonctions de coût utilisées dans l'optimisation hors ligne. La principale différence est que l'optimisation hors ligne façonne l'ensemble du mouvement, tandis que les méthodes d'optimisation en ligne n'impliquent que le pas de temps actuel, ou un nombre de pas limité. Par exemple, une fonction de coût basée sur la hauteur maximale du CdM favoriserait le saut dans l'optimisation hors ligne (hauteur moyenne maximale atteinte sur tout le mouvement), alors que dans l'optimisation en ligne, elle pourrait favoriser la marche sur la pointe des pieds et la main levée (changement de la pose afin d'augmenter « instantanément » la position du CdM sans stratégie globale).

Les fonctions d'optimisation utilisées dans le contrôle de mouvement sont souvent une somme pondérée de termes individuels avec des objectifs spécifiques. Ces fonctions sont soit utilisées dans les approches par apprentissage (fonction de *fitness* ou de récompenses des réseaux de neurones) soit dans les approches par optimisation (fonction de coût de la stratégie d'optimisation). Dans tous les cas, la formulation et la pondération des termes individuels nécessitent un réglage manuel, souvent par essais et erreurs, et souvent chronophages. Un autre inconvénient est que différents objectifs concurrents peuvent interférer les uns avec les autres. Par exemple, un objectif de suivi de mouvement peut interférer avec un objectif d'équilibre, provoquant la chute du personnage ou du moins l'impossibilité de trouver une solution optimale convenable.

Pour réduire ce problème, un solveur à optimisation hiérarchisée peut être utilisé en ne remplissant les objectifs de priorité inférieure que lorsqu'ils n'interfèrent pas avec les objectifs de priorité supérieure tels que l'équilibre [De Lasa et Hertzmann 2009]. Un simple jeu, par estimation de l'ordre de grandeur et par un choix de priorités, sur les coefficients multiplicateurs de chaque terme de la fonction de coût est néanmoins le plus souvent choisi.

Il existe énormément de termes possibles afin de caractériser le mouvement voulu et ainsi guider l'optimisation. Un aperçu de termes classiques issus d'articles de recherche est disponible avec leur formulation mathématique¹, dont les plus utilisés sont donnés ci-dessous.

- La minimisation de l'effort à travers soit les moments articulaires, les accélérations angulaires, les activations musculaires, ou l'énergie dépensée est le terme le plus classiquement utilisé. Il permet de s'assurer que le mouvement produit est efficace pour l'humain virtuel qui le réalise.
- Le suivi d'un mouvement de référence par la mesure de l'erreur entre le mouvement simulé et le mouvement de référence (typiquement soit la somme des erreurs des angles, des vitesses, des accélérations ou des moments angulaires) est également très utilisé. Il permet de s'assurer que le mouvement simulé reste proche de la consigne.
- La détection de la chute du personnage (généralement quand le CdM passe en dessous d'un seuil d'altitude par rapport au sol) est souvent utilisé comme un terme de pénalité, c'est-à-dire qu'une valeur très grande est donnée lorsqu'une chute est détectée et sinon la valeur est nulle. Cette valeur élevée permet à l'optimisation de ne pas continuer dans cette direction (de recherche de valeurs de paramètres) en créant un très grand gradient dans cette direction qui ne sera ainsi pas favorisée dans l'optimisation.
- La distance parcourue, plutôt pour les simulations de locomotion (par exemple pour se déplacer le plus rapidement possible) ou bien l'erreur à une vitesse globale désirée. Garder la tête stable (le moins d'oscillations verticales possibles) a aussi prouvé donner des mouvements plus réalistes.

Stratégies d'optimisation

Les performances d'optimisation sont liées à la forme du paysage de la fonction de coût, qui est une visualisation de la valeur d'optimisation en fonction des paramètres qui sont optimisés. Les paysages de bonne condition ont des gradients lisses et peu de minima locaux. Un bon paysage est par exemple obtenu lorsque les paramètres peuvent être modifiés indépendamment, ce qui est très rare en animation.

Les travaux de recherche utilisant de l'optimisation font généralement intervenir des algorithmes évolutionnaires (EA) pour l'optimisation. Le choix d'utiliser des EA est souvent basé sur une philosophie de conception qui stipule que les comportements qui découlent de telles stratégies sont plus naturels. Cependant, il y a peu de preuves pour étayer cette affirmation car aucune des recherches sur le contrôle ne compare vraiment les différentes stratégies d'optimisation. On peut se demander si les EA sont efficaces pour optimiser les contrôleurs de mouvement car ils reposent fortement sur une évaluation coûteuse en temps de calcul. La plupart des travaux récents sur l'animation de personnages basée physique expriment une préférence pour l'utilisation de l'adaptation de matrice de covariance (CMA) [Hansen 2006] pour l'optimisation hors ligne des paramètres.

Outre le choix de la stratégie d'optimisation, il existe quelques techniques supplémentaires qui peuvent aider à augmenter les performances d'optimisation :

- Initialisation. La solution initiale est évidemment très importante et conditionne fortement la solution finale trouvée, en particulier dans le cas d'un espace de recherche très grand et d'un paysage très chaotique. Une solution initiale dont l'évaluation de la fonction ne passe pas par des critères de pénalisation est indispensable, et bien sûr plus l'évaluation de la fonction donne une évaluation faible initialement (dans le cas d'une minimisation) plus la probabilité d'obtenir une bonne solution finale est grande. Dans le cas d'une optimisation à plusieurs phases, les résultats des optimisations des phases précédentes peuvent être utilisés pour l'initialisation des optimisations ultérieures.
- Terminaison anticipée. Si une simulation n'est pas prometteuse à un stade précoce, elle peut être interrompue plus tôt afin d'éviter des calculs inutiles soit directement avec un indicateur soit par un

¹ <https://perso.liris.cnrs.fr/nicolas.pronost/optifunctions.html>

terme très haut dans la fonction. Ceci a pour but de gagner du temps d'évaluation ainsi que d'empêcher la stratégie d'optimisation de continuer dans cette direction dans l'espace de recherche.

- **Amorçage** (*bootstrapping*). Lorsque la taille de l'espace de recherche est grand et que le paysage est chaotique, on peut décider d'augmenter progressivement, en cours d'optimisation ou par phases successives (approche alors appelée *curriculum learning*), la complexité de la tâche à effectuer et le nombre de paramètres à optimiser.
- **Facteur aléatoire**. La robustesse d'un contrôleur peut être aisément améliorée en utilisant une variation aléatoire des conditions initiales lors de l'optimisation du contrôleur. On peut par exemple décider de débiter l'optimisation à différents instants dans le cycle de marche ou bien avec différentes vitesses. L'utilisation de légères forces externes aléatoirement appliquées à un personnage pendant l'optimisation peut aussi grandement améliorer par la suite la robustesse du contrôleur à des événements imprévisibles ou à des commandes utilisateurs comme par exemple des changements de vitesse ou de direction.

7.5 Modèle de contrôle prédictif

Cette stratégie a pour but de contrôler un modèle de faible dimension du personnage utilisé dans une optimisation en ligne pour trouver un ensemble de trajectoires couvrant une courte période future. Ces trajectoires cibles futures, donc prédictives, sont constamment mises à jour et utilisées comme entrées pour contrôler le personnage de dimension normale (tous les membres et DOF). L'utilisation de trajectoires de mouvement prédictives permet des capacités d'anticipation en temps réel qui sont importantes pour les actions impliquant des mouvements globaux complexes tels que les sauts mais également pour les comportements dynamiques discontinus, tels que la marche et la course.

ZMP

Ce principe est lié aux recherches en robotique humanoïde qui effectuent un contrôle de prévisualisation du point de moment nul (*zero moment point*, ZMP) d'un modèle de personnage. Le ZMP est défini comme le point au sol où le moment net des forces d'inertie et des forces de gravité n'a pas de composante le long des axes horizontaux [Vukobratovic et Borovac 2004]. On peut le définir aussi comme le point p où $T_x = 0$ et $T_y = 0$ qui sont les moments autour des axes x et y (les axes du plan du sol) générés par la force de réaction R et le couple de réaction. Lorsque le ZMP est inclus dans la surface du polygone de support, le contact entre le sol et la jambe d'appui est stable. Cette condition indique qu'aucune rotation autour des bords du pied ne se produit. Un personnage est statiquement équilibré si son ZMP coïncide avec son centre de pression (COP).

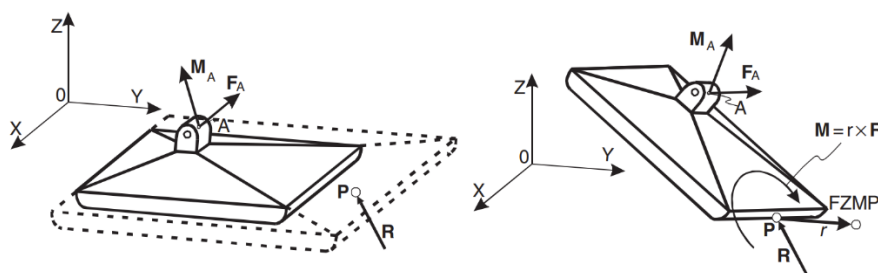


Figure 7-4 : Le calcul de la position du ZMP se réalise en deux étapes [Vukobratovic et Borovac 2004].

Le ZMP a été utilisé pour contrôler l'équilibre de bipèdes. Le calcul de sa position s'effectue en deux étapes (voir Figure 7-4). Dans la première étape le vecteur \vec{OP} est calculé grâce aux équations d'équilibre statique en y incluant l'information que les moments le long des axes x et y sont nuls au point P : $R + F_A + mg = 0$ (et équivalent pour les moments) où F_A est la force du reste du corps sur le pied. La position P peut être soit dans le polygone de support (c'est alors le ZMP) soit en dehors et on l'appelle ZMP fictif (FZMP). Dans la deuxième étape on regarde la position de P par rapport à la surface du polygone de contact. Si le FZMP est en dehors cela signifie que le point d'action de la force P est en fait sur le bord du polygone de support et

qu'une rotation le long du bord du polygone de support sera initiée par le moment déséquilibré dont l'intensité dépend de la distance entre le bord du polygone de support et la position du FZMP.

Modèle de pendule inversé

Un modèle de pendule inversé ou IPM (*Inverted Pendulum Model*) permet de maintenir l'équilibre d'un personnage lors d'un déplacement bipède [Coros et al. 2010]. Ce modèle fonctionne en calculant la position où doit être posé le pied du personnage pour que le personnage conserve son équilibre. Le modèle utilisé pour la simulation de personnage bipède considère que la longueur de la jambe d'appui, définie comme la distance entre la hanche et la cheville, est constante (c'est-à-dire que l'angle du genou est constant au cours d'un pas). Dans ce modèle et selon les principes de la dynamique, la somme de l'énergie potentielle E_p et de l'énergie cinétique E_c doit être constante au cours du temps :

$$E_p^{t_1} + E_c^{t_1} = E_p^{t_2} + E_c^{t_2}$$

$$\frac{1}{2}mv_{t_1}^2 + mgh_{t_1} = \frac{1}{2}mv_{t_2}^2 + mgh_{t_2}$$

Avec v la vitesse du centre de masse (CdM), h l'altitude du CdM, m la masse, g la constante de gravitation et t_1 et t_2 sont les instants considérés dans la simulation. Si on note $d = P_{COM}^{t_2} - P_{COM}^{t_1}$ la distance horizontale entre les positions du CdM aux deux instants considérés, on a $L^2 = h_{t_1}^2 + d^2$, L étant la longueur de la jambe du personnage (voir Figure 7-5).

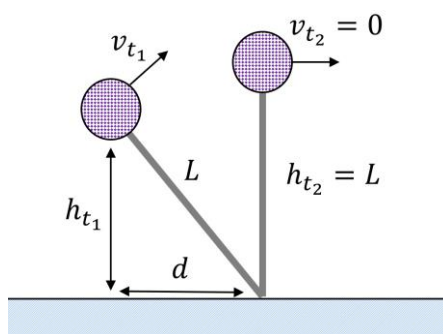


Figure 7-5 : Schéma du modèle d'IPM pour un personnage bipède. Inspiré de [Coros et al. 2010].

Considérons le second instant tel que le CdM est à la verticale du pied d'appui. Dans ce cas, d correspond également à la distance (relative à la position courante du CdM) à laquelle le personnage doit poser son pied et on a $h_{t_2} = L$. On a donc pour la valeur de d :

$$d = \sqrt{\Delta_{v^2} \left(\frac{\Delta_{v^2}}{4g^2} + \frac{h_{t_1}}{g} \right)}$$

Avec $\Delta_{v^2} = v_{t_1}^2 - v_{t_2}^2$ et dans le cas où l'on cherche la position d'appui pour une vitesse nulle à la verticale, on a $v_{t_2}^2 = 0$ et donc $\Delta_{v^2} = v_{t_1}^2$ ce qui donne pour d :

$$d = v_{t_1} \sqrt{\frac{v_{t_1}^2}{4g^2} + \frac{h_{t_1}}{g}}$$

Ce qui donne l'emplacement (via la distance) où le personnage va poser le prochain pied d'appui.

Ce modèle considère par contre un contact avec le sol permanent, et ne peut donc pas être utilisé pour des mouvements de sauts ou de courses. L'utilisation d'un système composé d'une masse-ressort a été proposée par [Blickhan 1989] pour animer la course et les sauts. L'IPM implique aussi une certaine perte de liberté de création du mouvement car le contrôle sur la trajectoire de la jambe en phase de vol est perdu.

Lorsque l'on simule un déplacement bipède, il est généralement préférable que le mouvement ne s'arrête pas après chaque pas, et donc il est parfois préférable de ne pas considérer une vitesse nulle lorsque le CdM se

trouve à la verticale du pied d'appui. Pour avoir un contrôle sur la vitesse du personnage tout en évitant cette condition, [Coros et al. 2010] utilisent une version du modèle qui modifie la longueur du pas suivant la vitesse désirée v_d du personnage :

$$d_{t_2} = d - \alpha v_d$$

Avec α une constante. Le principe est qu'en faisant des pas plus courts le personnage sera déséquilibré vers l'avant et donc sa vitesse sera supérieure à zéro lors de son passage à la verticale du pied et accélérera. À l'inverse, des pas plus longs permettent de ralentir le personnage.

Bibliographie

- [Allen et Faloutsos 2009] Evolved controllers for simulated locomotion. Allen B., Faloutsos P. In Motion in Games. Springer, Berlin/Heidelberg, pp. 219–230, 2009
- [Blickhan 1989] The spring-mass model for running and hopping. Blickhan R. Journal of Biomechanics 22.11, p. 1217–1227, 1989
- [Coros et al. 2008] Synthesis of constrained walking skills. Coros S., Beaudoin P., Yin K. K., van de Panne M. ACM Transactions on Graphics 27, 5, 113, 2008
- [Coros et al. 2009] Robust Task-based Control Policies for Physics-based Characters. Coros S., Beaudoin P., van De Panne M. ACM Transactions on Graphics 28, 5, 170, 2009
- [Coros et al. 2010] Generalized biped walking control. Coros S., Beaudoin P., van De Panne M. ACM Transactions on Graphics 29, 130, 2010
- [Coros et al. 2011] Locomotion skills for simulated quadrupeds. Coros S., Karpathy A., Jones B., Reveret L., van De Panne M. ACM Transactions on Graphics 30, 4, 59, 2011
- [De Lasa et Hertzmann 2009] Prioritized optimization for task-space control. De Lasa M., Hertzmann A. In proceedings of the 2009 IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems 3, pp. 5755–5762, 2009
- [Garis 1990] Genetic programming: Building artificial nervous systems with genetically programmed neural network modules. Garis H. D. In Proceedings of the 7th Int. Conf. on Machine Learning, p. 207, 1990
- [Hansen 2006] The CMA evolution strategy: a comparing review. Hansen N. Towards a new evolutionary computation, 75–102, 2006
- [Hase et al. 2003] Human gait simulation with a neuromusculoskeletal model and evolutionary computation. Hase K., Miyashita K., Ok S., Arakawa Y. The Journal of Visualization and Computer Animation 14, 2, 73–92, 2003
- [Laszlo et al. 1996] Limit cycle control and its application to the animation of balancing and walking. Laszlo J., van de Panne M., Fiume E. In ACM SIGGRAPH Papers, pp. 155–162, 1996
- [Lee et al. 2010] Data-driven biped control. Lee Y., Kim S., Lee J. ACM Transactions on Graphics 29, 4, 129, 2010
- [Reil et Husbands 2002] Evolution of central pattern generators for bipedal walking in a real-time physics environment. Reil T., Husbands P. IEEE Transactions on Evolutionary Computation 6, 2, 159–168, 2002
- [Sharon et van de Panne 2005] Synthesis of controllers for stylized planar bipedal walking. Sharon D., van de Panne M. In Proc. of the Int. Conf. on Robotics and Automation, 2387–2392, 2005
- [Si 2013] Realistic Simulation and Control of Human Swimming and Underwater Movement. Si W. PhD thesis, University of California, 2013

- [Sims 1994] Evolving virtual creatures. Sims K. In ACM SIGGRAPH Papers (Orlando, FL, USA), pp. 15–22, 1994
- [Sok et al. 2007] Simulating biped behaviors from human motion data. Sok K., Kim M., Lee J. ACM Transactions on Graphics 26, 3, 107, 2007
- [Stanley 2004] Efficient Evolution of Neural Networks Through Complexification. Stanley K. The University of Texas at Austin, 2004
- [Taga et al. 1991] Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment. Taga G., Yamaguchi Y., Shimizu H. Biological Cybernetics 65, 3, 147–159, 1991
- [Taga 1995] A model of the neuro-musculo-skeletal system for human locomotion. Taga G. Biological Cybernetics 73, 2, 97–111, 1995
- [Taga 1998] A model of the neuro-musculo-skeletal system for anticipatory adjustment of human locomotion during obstacle avoidance. Taga G. Biological Cybernetics 78, 1, 9–17, 1998
- [Tan et al. 2011a] Stable proportional derivative controllers. Tan J., Liu K., Turk G. Computer Graphics and Applications, IEEE, 99, 34–44, 2011
- [Tan et al. 2011b] Articulated swimming creatures. Tan J., Gu Y., Turk G., Liu C. ACM Transactions on Graphics 30, 4, 58, 2011
- [van de Panne et Fiume 1993] Sensor-actuator networks. van de Panne M., Fiume E. In ACM SIGGRAPH Papers (Anaheim, CA, USA), pp. 335–342, 1993
- [van de Panne et al. 1994] Virtual wind-up toys for animation. van De Panne M., Kim R., Fiume E. Graphics Interface Conference Proceedings, 208–215, 1994
- [Vukobratovic et Borovac 2004] Zero-moment point: thirty five years of its life. Vukobratovic M., Borovac B. International Journal of Humanoid Robotics 1, 1, 157–173, 2004
- [Wang et al. 2009] Optimizing walking controllers. Wang J., Fleet D., Hertzmann A. ACM Transactions on Graphics 28, 5, 168, 2009
- [Yin et al. 2007] Simbicon: Simple biped locomotion control. Yin K.K., Loken K., van De Panne M. ACM Transactions on Graphics 26, 3, 105, 2007
- [Yin et al. 2008] Continuation methods for adapting simulated skills. Yin K. K., Coros S., Beaudoin P., van De Panne M. ACM Transactions on Graphics 27, 3, 81, 2008
- [Zordan et Hodgins 2002] Motion capture driven simulations that hit and react. Zordan V. B., Hodgins J. K. In ACM SIGGRAPH/Eurographics Symp. on Computer Animation, p. 89, 2002

Partie III. Contributions

Dans cette partie je vais présenter les principales contributions auxquelles j'ai pu participer depuis mon premier séjour postdoctoral en 2007. Ces contributions interviennent tout au long du procédé classique de mise en simulation d'humains virtuels (voir Figure 7-6 : Vision générale de nos principales contributions dans l'organisation du procédé classique de mise en simulation d'humains virtuels. Figure 7-6). Nous pouvons les décomposer en différentes phases clés. D'abord je présenterai des travaux sur la modélisation d'humains virtuels anatomiques en insistant sur la modélisation des articulations et des muscles (Chapitre 8). Ensuite, je présenterai des contributions plus techniques sur le traitement de données capturées et simulées et sur leur visualisation (Chapitre 9). Enfin deux catégories de simulation seront présentées, les simulations « interactives » où l'objectif est d'obtenir des simulations temps-réel très réactives à des commandes utilisateurs (Chapitre 10) et ensuite les simulations « prédictives » où l'objectif est d'obtenir des simulations précises répondant à une exigence particulière (Chapitre 11).

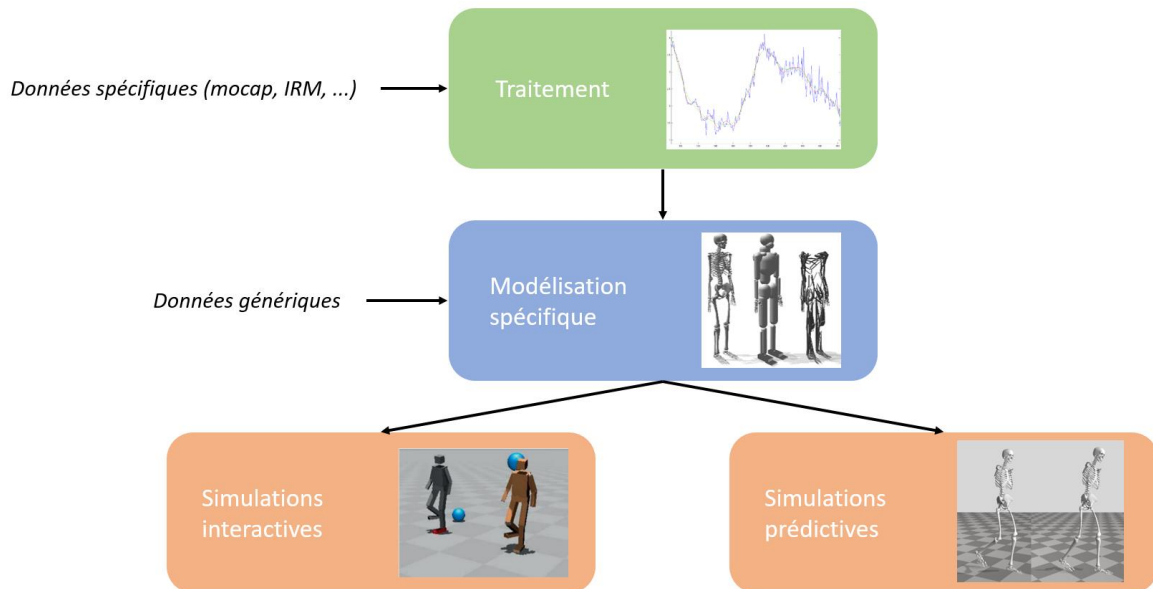


Figure 7-6 : Vision générale de nos principales contributions dans l'organisation du procédé classique de mise en simulation d'humains virtuels.

Chapitre 8. Modélisation d'humains virtuels anatomiques

8.1 Modélisation des articulations

Comme vu précédemment dans la conception de simulateurs de mouvement, le suivi précis de la cinématique des articulations est essentiel pour l'étude des mécanismes biomécaniques et du contrôle du mouvement. Concevoir le comportement mécanique d'une articulation repose en partie sur la minimisation des erreurs de modélisation tout en conservant la contrôlabilité. Pour être utile en simulation, un modèle cinématique doit être un bon compromis entre généralisation et précision. En effet, tant en biomécanique qu'en animation, la généralisation est requise pour permettre aux modèles d'être évolutifs. Différents niveaux de précision peuvent donc être nécessaires, d'un mouvement d'apparence naturelle à un mouvement validé cliniquement. La généralisation est souvent assurée par la possibilité de faire correspondre les données d'un modèle théorique à un modèle expérimental. Ainsi, modéliser la cinématique des articulations revient souvent à étudier la mise à l'échelle d'un modèle générique, et assurer une généralisation suffisante sans perte de précision devient un réel défi.

Dans le projet européen *3D Anatomical Human*, j'ai beaucoup travaillé, avec le groupe de recherche SMI de l'université d'Aalborg (Danemark) et le MIRALab de l'université de Genève (Suisse), à la création et à l'étude de modèles d'articulations biofidèles. Je donne ici trois exemples de ces travaux.

Articulation corrélative

Nous avons conçu une méthode pour modéliser précisément la cinématique d'une articulation à partir de mouvements réels tout en permettant de réutiliser cette cinématique sur n'importe quel sujet ou personnage virtuel [Pronost et al. 2010]. Nous pouvons décrire cette méthode comme une méthode fonctionnelle pour calculer la cinématique des articulations qui produit des modèles génériques. Nous l'avons démontré sur le genou humain, créant ainsi ce que l'on a appelé une articulation corrélative. Nous montrons qu'en utilisant ce modèle, les solveurs de cinématique inverse trouvent de meilleures solutions, c'est-à-dire arrivent à retrouver un mouvement complet plus proche du mouvement capturé qu'avec un modèle classique. Des résultats ont été présentés à la fois sur le sujet utilisé pour créer le modèle mais aussi sur d'autres sujets où une mise à l'échelle est effectuée afin de correspondre à leurs morphologies. L'amélioration du suivi de la cinématique inverse est crucial car il s'agit d'une étape fondamentale dans l'analyse biomécanique du mouvement et est l'une des techniques les plus utilisées en animation pour imposer des postures et des contraintes.

Comme mentionné dans la partie précédente, différents modèles de genou ont été proposés dans la littérature en biomécanique, comme par exemple [Yamaguchi et Zajac 1989] qui ont proposé un modèle statique de l'articulation du genou. Un déplacement du centre instantané de rotation en fonction de l'angle de flexion a été défini et donne ainsi des orientations réalistes du fémur par rapport au tibia. Des techniques pour modéliser des articulations à partir de surfaces ont également été développés [Shao and Ng-Thow-Hing 2003, Lee et Terzopoulos 2008]. Dans notre travail, nous voulions modéliser les articulations sans aucune connaissance préalable des contraintes internes mais uniquement par le mouvement externe observé. La méthode proposée peut être appliquée à toute partie du corps et articulation, la seule condition étant que des marqueurs externes environnant peuvent être positionnés et capturés.

Pour l'exemple du genou humain, nous avons donc défini par défaut une articulation composée de trois degrés de liberté en rotation et de trois degrés de liberté corrélatifs en translation. Les trois translations définissant la position du centre articulaire peuvent ainsi évoluer avec la posture. L'objectif du travail est de proposer une méthode pour déterminer automatiquement les relations entre ces degrés de liberté. Les données d'entrée sont des positions 3D de marqueurs fixés sur la peau issus de séances de capture de mouvement (voir Figure 8-1 gauche et milieu). Nous avons capturé différents types de mouvement afin d'étudier l'influence du mouvement sur la cinématique de l'articulation du genou et sur la généralité de nos modèles. Des mouvements de marche et d'accroupissement ont été capturés. Les mouvements d'accroupissement ont été effectués avec différents angles d'écartement entre les pieds : 0°, 30°, 60°, 90°, 120° et environ 180° (plus exactement autant que possible pour chaque sujet). Nous avons capturé six sujets exécutant 10 marches et 5 accroupissements de chaque écartement. Cela conduit à plus de 30 000 poses capturées par sujet, c'est-à-dire autant d'éléments formant la relation entre position et orientation de l'angle du genou. Les mouvements d'accroupissement ont été choisis car ils impliquent un large spectre de flexion du genou, ainsi nous évaluons notre méthode sur ce spectre entier.

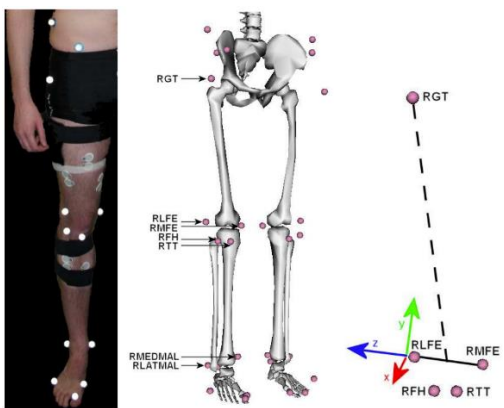


Figure 8-1: Les marqueurs réels (gauche) et virtuels (milieu), et le système de coordonnées (droite).

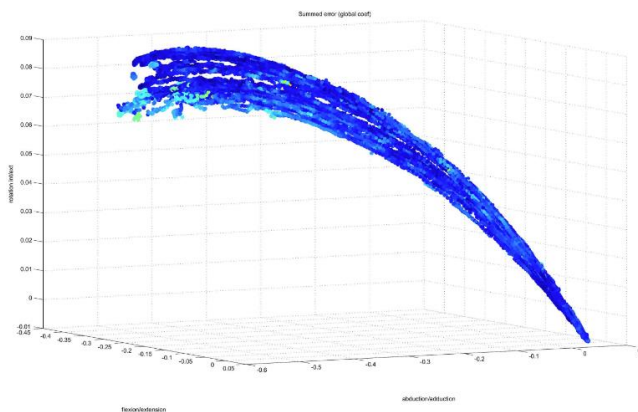


Figure 8-2 : Visualisation des écarts entre les positions du centre de rotation pour des mouvements d'accroupissement d'un sujet.

La première étape de la méthode consiste à calculer les éléments des relations à partir des mouvements. Tout d'abord, un mouvement statique debout du sujet est capturé et utilisé pour définir le système de coordonnées (x, y, z) local du genou (voir Figure 8-1 droite) où l'articulation à six degrés de liberté est placée. Puis nous exécutons un solveur de cinématique inverse (IK) piloté par les positions des marqueurs dans le temps. Pour cette tâche, nous avons utilisé l'outil de cinématique inverse d'OpenSim [Delp et al. 1990] où chaque marqueur est pondéré uniformément. En conséquence, nous obtenons pour chaque pose, la position du centre de rotation du genou et les trois trajectoires angulaires dans le repère local.

La deuxième étape consiste à modéliser ces séquences indépendantes par des fonctions de variables multiples. Si des relations linéaires existent, les équations suivantes décriront la position 3D (T_x, T_y, T_z) du centre de rotation selon les trois valeurs angulaires $(\alpha_1, \alpha_2, \alpha_3)$ autour de (x, y, z) :

$$\begin{cases} T_x = c_{1_x} \times \alpha_1 + c_{2_x} \times \alpha_2 + c_{3_x} \times \alpha_3 + c_{4_x} \\ T_y = c_{1_y} \times \alpha_1 + c_{2_y} \times \alpha_2 + c_{3_y} \times \alpha_3 + c_{4_y} \\ T_z = c_{1_z} \times \alpha_1 + c_{2_z} \times \alpha_2 + c_{3_z} \times \alpha_3 + c_{4_z} \end{cases}$$

Afin de déterminer tous les coefficients c , nous calculons des lois de régression linéaire multiple sur les jeux de données capturées. La régression multiple calcule les coefficients c en minimisant la somme des carrés des écarts entre les données capturées (trajectoires angulaires) et celles du modèle.

Dans nos expérimentations toutes les lois de régression résultantes ont été validées : les maximums des valeurs absolues des écarts des données étaient toujours plus petits que les minimums des valeurs des données. Ceci certifie que le modèle suit fidèlement les données et que les fonctions linéaires suffisent à modéliser de telles articulations c'est-à-dire de telles corrélations. Nos expérimentations ont montrées l'importance du coefficient c_4 qui représente la composante constante de la position du centre de rotation du genou. Cette valeur est en effet fortement liée à la morphologie du sujet, qui peut varier énormément, plus le sujet étant grand, plus le coefficient étant élevé. Cette propriété montre déjà que les lois obtenues sont sujet-spécifiques, c'est-à-dire qu'on ne peut pas utiliser directement une articulation corrélative (une loi de régression linéaire) sur n'importe quel sujet ou personnage virtuel. Néanmoins, ces informations peuvent être utilisées pour développer des modèles plus simples. En effet, la constante c_4 est par exemple une très bonne estimation pour positionner une articulation idéale à trois degrés de liberté de rotation sans translation.

L'écart moyen entre les positions du centre de rotation provenant de la cinématique inverse et celles provenant des fonctions de régression est d'environ 1.55 mm pour les mouvements de marche et 1.32 mm pour les mouvements d'accroupissement. Si nous utilisons une fonction spécifique à l'écartement des pieds, l'écart moyen diminue à 0.98 mm (environ 26% de moins). Cela indique que comme attendu, les modèles sont d'autant plus précis qu'ils sont spécifiques et que le bénéfice est significatif. Nous sommes confiants que ce phénomène peut être observé avec d'autres variations d'un même mouvement comme des marches ou courses à différentes vitesses, ou des sauts à différentes hauteurs.

La Figure 8-2 montre un exemple de visualisation des écarts de position du centre de rotation pour les mouvements d'accroupissement d'un sujet. Les trois axes définissent l'espace 3D de la rotation du genou. La couleur représente l'écart (bleu pour l'écart minimal et rouge pour l'écart maximal). L'écart est distribué de manière assez homogène. Les trajectoires angulaires sont assez proches ce qui facilite la représentation par une fonction linéaire.

Afin de démontrer les capacités de notre méthode, nous montrons les améliorations dans le suivi des mouvements capturés que ces modèles peuvent apporter. Pour cela nous utilisons l'outil de cinématique inverse intégré à OpenSim. Les résultats présentés ci-dessous sont obtenus avec la méthode *Interior Point Optimizer* (IPOPT) mais des résultats équivalents ont été obtenus avec la méthode de *Feasible Sequential Quadratic Programming* (FSQP) [Lawrence and Tits 1996] et la méthode de la Jacobienne. Pour évaluer le suivi, nous utilisons la somme de la distance *Root Mean Square* (RMS) entre les marqueurs capturés et virtuels (c'est-à-dire attachés à notre modèle et déplacés par la cinématique inverse). Ceci a nécessité l'implémentation de lois de régression linéaire pour piloter les articulations à l'intérieur du code du simulateur OpenSim qui est open source.

Nous avons comparé trois modèles de genou : le modèle de [Yamaguchi et Zajac 1989] à 2 degrés de liberté en translation couplés avec le degré de liberté en rotation (flexion/extension), un modèle simple et classique à 1 degré de liberté en rotation (flexion / extension) et notre modèle corrélatif. Les résultats montrent que notre modèle réduit les erreurs de suivi d'IK entre 44 et 71% par rapport au modèle à 1 degré de liberté et entre 31 et 66% par rapport au modèle à trois degrés de liberté (en fonction du mouvement suivi). De plus, le surcoût en temps de calcul dû à l'évaluation des fonctions linéaires (9 multiplications et 9 additions) est négligeable face aux calculs de cinématique inverse.

Nous avons également étudié ce qui se passe lorsqu'un modèle de genou spécifique est utilisé pour simuler un autre sujet ou bien le même sujet mais sur un autre type de mouvement. Dans une première expérience nous mettons à l'échelle le modèle d'un sujet à un autre sujet grâce aux distances entre les marqueurs. Les écarts observés montrent que le modèle mis à l'échelle suit moins bien que le modèle spécifique mais qu'ils restent tout de même inférieurs aux écarts des modèles à un et trois degrés de liberté. Dans une seconde expérience nous utilisons notre modèle calculé sur les mouvements de marche pour des mouvements d'accroupissement et vice-versa. L'erreur induite est d'environ 40% pour la marche et de 70% pour l'accroupissement. Ces erreurs sont encore inférieures aux erreurs des modèles à un et trois degrés de liberté, montrant ainsi les bénéfices de notre approche.

De nombreux systèmes articulaires, biologiques ou non, peuvent être modélisés en utilisant notre méthode. Nous avons démontré que l'articulation du genou humain peut être modélisée à l'aide d'une articulation corrélative et nous croyons que la plupart des articulations du corps humain, même complexes comme l'épaule, peuvent bénéficier d'une telle description cinématique. Avec ces modèles, les simulations biomécaniques permettent de mieux prendre en compte les données expérimentales permettant une estimation plus précise des forces, des moments ou des activations musculaires.

Articulation basée sur la géométrie

Dans l'approche qui vient d'être présentée, le modèle cinématique d'une articulation était calculé à partir du mouvement externe des corps rigides contrôlés par cette articulation. Nous avons également travaillé sur la modélisation d'articulation, également appliquée sur le genou, à partir de géométries 3D spécifiques à un sujet. Les deux descriptions les plus courantes de l'articulation du genou, par exemple utilisées pour la simulation musculosquelettique, sont soit une articulation idéale (sans translation) qui a une précision très limitée soit une articulation planaire qui ne décrit que le mouvement du centre de rotation du genou dans un plan. Dans [Schwartz et al. 2010, Sandholm et al. 2011] nous introduisons une nouvelle description de l'articulation du genou basée à la fois sur les équations et la géométrie. Le modèle d'articulation est basé sur les travaux de [Kurosawa et al. 1985] et [Walker et al. 1988]. L'articulation est définie sous forme de trois DOF pilotés par la flexion avec une rotation en abduction-adduction et une translation en distraction-compression décrites à partir de la géométrie et de l'anatomie du genou d'un sujet spécifique.

Nous avons montré la création de ce modèle spécifique sur un sujet sain de 34 ans pesant 89.6 kg avec aucune blessure au genou ou autre blessure musculaire ou squelettique enregistrée. Dans un premier temps, une acquisition IRM (résolution : $0.39 \times 0.39 \times 1$ mm) du genou droit du sujet a été réalisée. Les condyles latéraux et fémoraux du genou ont été segmentés, y compris le cartilage (voir Figure 8-3 gauche). Des mouvements de marche ont été capturés comprenant les positions de marqueurs surfaciques, les forces de réaction au sol et huit signaux d'électromyographie (EMG). Les données cinématiques et cinétiques et les EMG ont été extraites des fichiers C3D à l'aide de la boîte à outils Matlab nommée MotionLab que nous avons développée au préalable [Sandholm et al. 2009]. Les données ont été exportées vers les deux plateformes OpenSim et AnyBody [Damsgaard et al. 2006].

Pour développer l'articulation du genou basée sur sa géométrie, la plateforme de simulation AnyBody a été utilisée. Cette articulation utilise la flexion-extension comme DOF pilote. L'adduction-abduction et la translation de distraction-compression sont contraintes en utilisant l'anatomie du genou du sujet. La translation antéro-postérieure et la rotation interne-externe sont pilotées par les équations de [Kurosawa et al. 1985] et [Walker et al. 1988]. La translation médio-latérale est bloquée. La construction de ces contraintes a été obtenue en suivant les trois étapes suivantes : extraction d'informations anatomiques, enregistrement dans le modèle biomécanique, et définition du contact entre le tibia et le fémur.

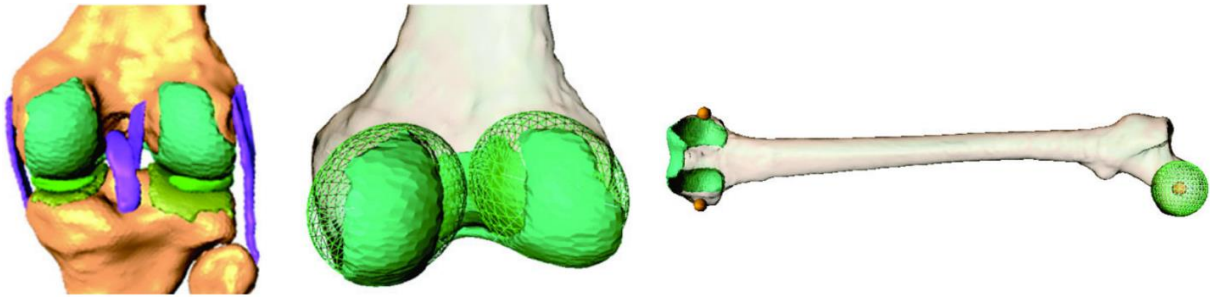


Figure 8-3 : Résultats de segmentation (gauche) et d'enregistrement des ellipsoïdes des condyles (milieu), et localisation des trois marqueurs utilisés pour l'enregistrement (droite).

Pour la première étape, une approche d'ajustement quadrique a été utilisée pour modéliser les condyles à partir des os segmentés [Allaire et al. 2007]. L'ajustement a abouti en deux ellipsoïdes, un pour chaque condyle (voir Figure 8-3 milieu). La deuxième étape consiste à enregistrer les informations anatomiques du modèle dans AnyBody, c'est-à-dire les ellipsoïdes et les points de contact. L'enregistrement du segment de la cuisse a été réalisé en utilisant le centre de l'articulation de la hanche et les deux épicondyles fémoraux (voir Figure 8-3 droite). L'enregistrement de la jambe a été réalisé à l'aide des deux malléoles de la cheville et de la tubérosité du tibia. Dans la troisième étape, une contrainte a été introduite pour assurer le contact entre les ellipsoïdes latéral et médial et deux points respectivement localisés sur le plateau tibial latéral et le plateau tibial médial. Pour modéliser les déplacements qui se produisent dans le genou lors de la marche, l'articulation comprend également la translation antéro-postérieure et la rotation interne-externe toutes deux données par les équations fournies dans [Walker et al. 1988]. Seul le terme linéaire a été modélisé et appliqué aux points de contact relatifs au segment du tibia.

Afin d'évaluer ce modèle d'articulation et le comparer à une articulation classique planaire du genou, un modèle neuromusculaire commun a été développé. Ce modèle consiste en un torse connecté par trois DOF de rotation au bassin, une articulation de hanche à rotule à trois rotations, deux pivots pour la cheville, et un pour les orteils. Le modèle a été mis à l'échelle grâce aux positions des marqueurs obtenus lors d'une capture statique et ensuite les angles articulaires ont été calculés par cinématique inverse. Deux modèles ont été ainsi créés, celui basé sur la géométrie et l'articulation planaire de [Delp et al. 1990].

Afin d'étudier les deux modèles d'articulation du genou et leur capacité à prédire des forces, le processus de dynamique inverse d'OpenSim a d'abord été utilisé pour calculer les forces généralisées agissant sur chaque articulation puis un contrôle musculaire (CMC) [Thelen et Anderson 2006] a été utilisé pour calculer les excitations musculaires optimales. Enfin, nous avons calculé les forces et les moments agissant sur l'articulation de la hanche et du genou à partir des forces musculaires estimées lors du CMC. Les moments pour le modèle géométrique affichent des tendances identiques aux données publiées par [Delp et al. 2007]. Pendant la phase d'appui l'articulation planaire correspond aux données de [Capozzo et al. 1995]) et pendant la phase oscillante il correspond plutôt aux données de [Patriarco et al. 1981]. La différence moyenne sur un cycle de marche entre les deux modèles est de 58 N.m. Le modèle planaire atteint un moment maximal à 22% du cycle de marche alors que le modèle géométrique l'atteint à 40% du cycle de marche.

Au niveau musculaire, les deux modèles suivent de manière générale bien les données des EMG. Les plus grandes différences ont été observées pour le *vastus medialis* et le *vastus lateralis* (VM et VL), les deux extenseurs du genou. Pour le VM, le modèle géométrique affiche une meilleure prédiction de l'activation pendant la phase d'appui. Le modèle planaire prédit une activation du VM à partir de 80% du cycle de marche, alors que cette activation n'est pas présente dans le modèle géométrique. Le modèle planaire ne prédit aucune activation pour le VL à mi-appui alors que le modèle géométrique le prédit. D'autres différences existent comme la présence d'activation dans le *tibialis anterior* (TA) longtemps après le posé de talon pour le modèle planaire, ou bien une activation plus faible du *rectus femoris* (RF) pour le modèle géométrique. Pour résumer, il apparaît que les muscles couvrant les articulations de la hanche, du genou et de la cheville sont tous affectés par les différents modèles d'articulation du genou.

Nous avons finalement utilisé OpenSim pour calculer les forces de réaction aux articulations des deux modèles et nous les avons comparés à des données issues de la base de données OrthoLoad [Bergmann et al. 2001]. Plusieurs mouvements de marche pour plusieurs sujets ont été utilisés pour cette évaluation. Dans les trois

directions, le modèle planaire prédit des forces plus élevées que le modèle géométrique, particulièrement en antéro-postérieur et en latéral. Un détail important dans la force antérieure, le modèle planaire prédit un double pic (premier avant 22% et deuxième à 40% du cycle) tandis que le modèle géométrique ne montre qu'un seul pic. Et pendant la phase d'appui, le modèle géométrique prédit des valeurs proches d'OrthoLoad. Au décollage des orteils, la situation est inverse, le modèle planaire a une correspondance plus proche des forces issues d'OrthoLoad que le modèle géométrique. Les moments au genou sont assez similaires entre les deux modèles. Dans la direction latérale, le modèle géométrique présente des valeurs proches des données d'OrthoLoad, sauf pendant la phase de vol où une valeur plus élevée est constatée. Dans la direction supérieure, aucun des modèles n'a de bonne correspondance avec les données d'OrthoLoad. Pendant la première partie du cycle de marche, le modèle planaire montre une meilleure prédiction que le modèle géométrique. Mais au cours de la dernière partie du cycle de marche, le modèle géométrique a une meilleure correspondance avec les données. Dans la direction antérieure, les deux modèles ont prédit une valeur inférieure aux données. Le moment antérieur donné par le modèle géométrique est proche des données alors que le modèle planaire donne une valeur presque constante.

De manière générale, on observe que le modèle planaire produit des forces plus élevées à la fois dans l'articulation de la hanche et dans celle du genou que le modèle géométrique. Ce dernier prédit également des forces plus proches de celles de la base de données d'OrthoLoad.

Ces travaux constituent également une méthodologie de validation de modèles cinématiques qui apporte des informations sur la complexité de l'articulation du genou humain. Pour assurer une solution cinématique précise, un grand soin a été pris pour minimiser les mouvements de la peau et autres artefacts qui peuvent fortement affecter les solutions de cinématique inverse. La première validation utilisée dans cette étude était la comparaison des données issues de la dynamique inverse de l'articulation de la hanche et du genou avec des données de la littérature. La dynamique inverse fournit un outil puissant pour évaluer un modèle mais il comporte également certaines limites. Premièrement, la dynamique inverse suppose qu'il n'y a pas de frottement à l'intérieur des articulations et que la masse est distribuée uniformément dans chaque segment. Une autre source d'erreur est le mauvais placement des centres articulaires qui modifie la direction d'accélération d'un corps rigide. Lors de la résolution du problème de dynamique inverse, un processus itératif est utilisé, qui part de l'articulation de la cheville et se propage dans le modèle. Par conséquent, les erreurs introduites dans la solution pour l'articulation de la cheville se propagent à l'articulation du genou, et ainsi de suite en remontant la hiérarchie des corps rigides. Les résultats de dynamique inverse présentés sur les deux modèles montrent que la description de l'articulation du genou affecte à la fois le moment du genou et le moment de la hanche. Tous les segments dans les deux modèles étaient égaux en longueurs, poids, et matrices d'inertie. Par conséquent, les différences constatées ne peuvent provenir que des cinématiques différentes de chaque modèle.

Pour les deux modèles, les activations musculaires prédites étaient en accord avec les données d'EMG, avec cependant quelques différences pour certains muscles. Pour le modèle géométrique, une activation musculaire plus faible était nécessaire pour suivre la solution cinématique. Les deux modèles de genou ont prédit des forces et des moments supérieurs à ceux donnés par OrthoLoad. Cette surestimation des forces a été montrée dans d'autres études où les résultats de simulations de modèles neuromusculaires ont été comparés à des mesures in-vivo. Cependant, certaines tendances ressortent clairement de notre étude. Pour l'articulation de la hanche, le modèle géométrique du genou prédit les valeurs qui se trouvent à l'intérieur de l'écart type ± 1 , tandis que le modèle planaire prédit des forces beaucoup plus élevées. Cela implique que les forces prédites dans l'articulation de la hanche dépendent fortement de la description de l'articulation du genou. La même tendance est présente pour les deux articulations (gauche et droite) du genou, le modèle planaire prédit des forces plus importantes dans les directions antérieure, latérale et supérieure que celle du modèle géométrique et aussi que des forces in-vivo d'OrthoLoad.

Le modèle d'articulation du genou basé sur des géométries segmentées spécifiques à un sujet montre donc clairement de meilleurs résultats qu'un modèle classique planaire à la fois en termes d'activation musculaire et en termes de force de réaction aux articulations. Cependant nous observons deux limites à notre étude. Le modèle n'a été créé et testé que sur un seul sujet et seulement des mouvements de marche ont été analysés.

Analyse de fonctionnement articulaire

Pour étudier le facteur mécanique de frottement articulaire entre les os, il est important d'évaluer la répartition des forces de contact dans les cartilages lors de différents mouvements. Avec cette intention, nous avons travaillé sur un système de simulation physique utilisant des modèles spécifiques afin de calculer le comportement mécanique des tissus mous pendant un mouvement [Assassi et al. 2010]. Nous avons étudié la corrélation entre des mouvements extrêmes et répétés de la jambe et le développement de l'arthrose précoce. Le comportement mécanique de l'articulation de la hanche d'une danseuse lors de mouvements caractérisés par de grandes amplitudes anatomiques a été analysé. Une simulation dynamique basée sur un modèle spécifique à cette danseuse a été utilisée pour évaluer les forces en jeu pendant ces mouvements.

Des modèles anatomiques 3D des structures articulaires (os et tissus mous) de la danseuse ont d'abord été reconstruits à partir de données IRM en utilisant une méthode de modèle déformable [Schmid et Magnenat-Thalmann 2008]. Ensuite, des modèles volumétriques des différents tissus ont été générés en utilisant une méthode de discrétisation [Assassi et al. 2007] ce qui a abouti à un modèle en éléments finis. Pour enregistrer les mouvements de la jambe, un système de capture à caméra infrarouge a été utilisé. À partir de ces données, le modèle musculosquelettique est mis à l'échelle [Delp et al. 1990]. Pour les phases de vol de la jambe, les forces sur l'articulation de la hanche sont estimées en utilisant la méthode de dynamique inverse. Les données de mouvement sont finalement utilisées comme entrée à la simulation physique afin de calculer la répartition de la force de pression dans les articulations.

Une analyse morphologique de la hanche est effectuée par un expert radiologue qui conclut qu'aucune anomalie morphologique n'a été observée chez cette danseuse. Mais des lésions acétabulaires et du labrum ont été diagnostiquées dans la partie postérieure de la bordure acétabulaire. Les éléments présents dans nos expérimentations sont les os du pelvis et du fémur (modélisés comme des corps rigides) ainsi que les cartilages fémoraux et acétabulaires. Les cartilages sont modélisés avec des matériaux élastiques non linéaires et isotropes [Park et al. 2004]. Les forces calculées sont les forces exercées le long de compression maximale. Par rapport à des résultats d'études antérieures sur la hanche asymptomatique et les activités quotidiennes [Russell et al. 2006, Chegini et al. 2008], les forces sont dans l'intervalle [2 MPa, 4 MPa] en raison de la faible amplitude des charges appliquées. Alors que la relation force-angle pourrait être trouvée par l'observation d'un mouvement, l'emplacement exact du pic de force ne peut être calculé que par une simulation. Les résultats ont montré que pour ce sujet les pics étaient situés dans les parties antéro-supérieure, supérieure et postéro-supérieure de la bordure de la cotyle. D'autres parties des cartilages présentaient également une force élevée mais pas de manière aussi significative. La Figure 8-4 (gauche) montre certains emplacements des pics de force observés lors de la simulation. Ces pics peuvent être mis en correspondance avec des lésions au niveau du quadrant supérieur des cartilages (voir Figure 8-4 droite).

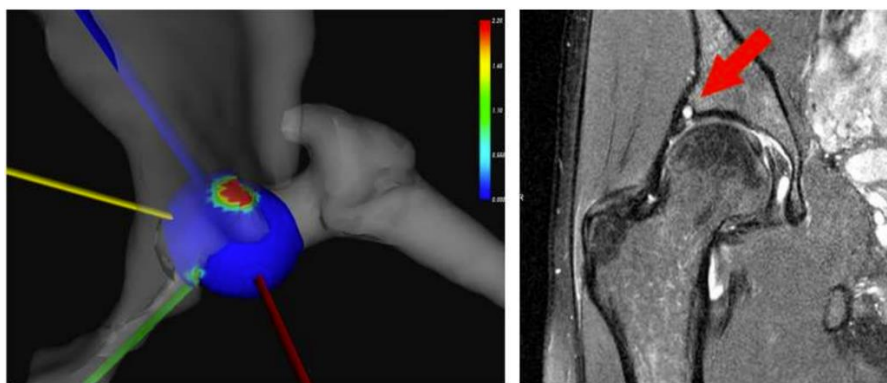


Figure 8-4 : Pics de force observés sur les cartilages (gauche) et mise en relation avec la localisation de lésions (droite).

Sur la base de la corrélation entre l'emplacement des lésions diagnostiquées par les experts radiologues et les forces calculées dans la simulation, nous supposons que des mouvements extrêmes et répétitifs peuvent expliquer ces lésions d'arthrose idiopathique. Cette hypothèse était d'ailleurs soutenue par la nature des mouvements rapides des danseurs qui augmente la charge et par conséquent la force. Néanmoins des travaux supplémentaires seraient nécessaires pour évaluer certains composants de la simulation afin de valider pleinement ces résultats. L'estimation de la charge appliquée nécessite en effet plus de recherche sur tous les

éléments créant de la force (muscles et ligaments). De plus, la précision des différentes étapes de construction du maillage (segmentation et maillage volumétrique) peuvent avoir un certain impact sur les résultats de la simulation.

8.2 Modélisation des muscles

L'animation basée physique vise à reproduire des environnements réels en modélisant les lois et conditions qui les définissent. Cette approche a notamment libéré les animateurs du souci d'imposer certaines caractéristiques du mouvement qui viennent implicitement avec la présence de la physique, et a accordé aux personnages virtuels une liberté de mouvement quasi illimitée tout en étant physiquement plausible. Les modèles de personnages peuvent présenter différents niveaux de détails en termes de squelette (comme vu dans la section précédente), d'actionneurs et de tissus.

Dans cette section, je présente certains des travaux auxquels j'ai participé qui avaient pour objectif de développer des modèles géométriques des muscles afin d'être intégrés dans des simulateurs physiques.

Modèle géométrique évolutif pour simulateur temps réel

En raison de la complexité des calculs impliqués, les systèmes de simulation temps réel sont généralement limités à l'utilisation de modèles biomécaniques simplifiés qui représentent généralement les unités musculotendineuses (MTU) sous forme de lignes segmentées sans géométrie tridimensionnelle, appelées lignes d'action. Ce modèle permet aux contrôleurs de mouvement d'actionner complètement un personnage virtuel à l'aide de signaux d'activation qui sont transformés en forces musculaires appliquées sur les différentes parties du corps. Comme la forme géométrique réelle du muscle n'est pas utilisée, les emplacements des points de passage d'une ligne d'un MTU deviennent d'importance primordiale afin de représenter fidèlement la direction de la force musculaire. A l'opposé, le contrôle actif d'un mouvement humain à partir de la contraction des fibres musculaires sur des modèles surfaciques ou volumétriques est un défi très difficile et très coûteux en calcul et n'est généralement pas compatible avec les systèmes temps réel.

Dans [Lacé et Pronost 2015] nous proposons une méthode de modélisation qui associe une ligne d'action avec sa contrepartie géométrique. Le but est d'ajouter un couplage entre le contrôle de mouvement par actionneurs musculaires et les déformations musculaires afin d'améliorer le réalisme du mouvement. En effet, ce modèle représente potentiellement mieux les interactions réelles dans le corps humain, en particulier les changements de direction de la force musculaire due aux déformations. Les lignes d'action pourront alors être modifiées en temps réel en fonction des déformations de la géométrie du muscle. Notre méthode de modélisation permet à un utilisateur de choisir la résolution pour le modèle, de la simple ligne d'action à un maillage surfacique haute résolution. Notre approche est assez similaire au principe des « meta-balls » de [Thalmann et al. 1996] sauf que nous créons des coupes transversales C le long de la ligne d'action musculotendineuse obtenue à partir d'un modèle biomécanique.

Notre méthode vise à développer un modèle évolutif qui se rapproche de la précision anatomique et est capable de performances en temps réel ou temps interactif. Pour aider à atteindre cet objectif, les deux critères suivants sont pris en compte. Premièrement, le modèle doit inclure un modèle anatomique et un modèle biomécanique et deuxièmement il doit être évolutif c'est-à-dire contrôlable par rapport à un niveau de détail voulu. Pour le modèle biomécanique, nous avons utilisé des données validées de deux fois (gauche et droite) 24 MTU [Delp et al. 1990]. Ces données ont été intégrées automatiquement au personnage virtuel à animer en alignant et mettant à l'échelle les deux hiérarchies d'articulations respectives (voir Figure 8-5 gauche).

Pour le modèle anatomique, nous avons utilisé un des modèles les plus complets de la littérature, le *Ultimate Human Model* (UHM) [Snoswell 2015]. Bien qu'il soit conçu artistiquement, les données de base proviennent de références anatomiques, de travaux de recherche et de données d'imagerie médicale (voir Figure 8-5 droite). Le modèle n'est malheureusement pas bien conditionné pour un simulateur basé physique et montre des zones ouvertes qui posent problème pour les techniques de discrétisation de volume. Nous avons donc commencé par traiter manuellement les données brutes à l'aide d'un logiciel 3D en fermant les maillages et repositionnant les sommets des faces qui présentaient des auto-intersections. Quelques maillages ont aussi été combinés pour

correspondre à un seul MTU du modèle biomécanique, tandis que d'autres ont été divisés pour les cas où le modèle biomécanique représente des MTU distinctes.

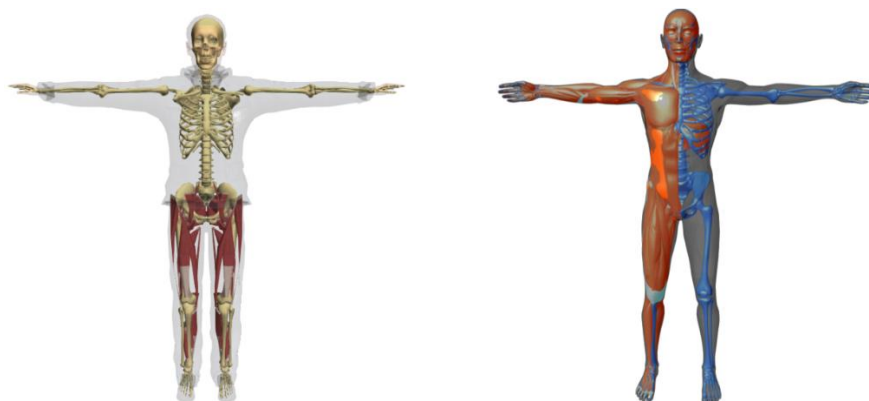


Figure 8-5 : Le personnage virtuel incluant des MTU (gauche) et le modèle anatomique artistique (droite).

Pour confirmer notre attente sur la nécessité de créer un modèle évolutif, nous avons analysé la forme des maillages du modèle anatomique. Nous avons calculé les quotients iso-périmétriques et effectué des tests convexes-concaves de coupes échantillonnées pour chaque maillage musculaire. Nous avons constaté que des coupes plus convexes apparaissent lorsque le périmètre devenait plus petit et que 75% des coupes testées sont plus circulaires qu'allongées. Le résultat indique également une concentration de coupes avec un quotient iso-périmétrique d'environ 60%. Bien que les résultats montrent une tendance circulaire, des coupes très concaves sont présentes. La concavité n'est pas un problème en soit pour les modèles MTU en temps réel, mais plus de sommets sont généralement nécessaires pour approximer des formes concaves que des formes convexes et notre objectif reste de minimiser le nombre de sommets des maillages afin de limiter les temps de traitement et de rendu qui dépendent directement du nombre de sommets. En prenant la tendance circulaire et les performances en compte, chaque sommet du modèle basse résolution est repositionné sur la surface du maillage haute résolution.

Le modèle géométrique combine les muscles et les tendons en un seul objet. La forme initiale d'un MTU peut être considérée comme un cylindre fermé avec le point de départ, l'origine du muscle, et le point d'arrivée, le point d'insertion du muscle, aux centres des faces des extrémités du cylindre. La plupart du temps, l'insertion n'est pas directement liée à l'origine mais indirectement à travers des points de passage supplémentaires, appelés via-points. Pendant l'animation, chaque position de point est mise à jour cinématiquement par rapport à la partie du corps à laquelle il est attaché, et par conséquent la forme de notre modèle géométrique change automatiquement.

Nous avons décidé d'inclure également une représentation géométrique des tendons des muscles. Mécaniquement les tendons sont considérés comme un seul élément en série dans le MTU. Cependant, comme leurs homologues graphiques, la plupart des tendons réels sont situés de chaque côté d'un muscle. Les modèles MTU de la littérature ne fournissent pas d'information géométrique pour les tendons car la distribution de la longueur totale du tendon aux deux côtés est ignorée. Nous proposons d'inclure dans la longueur du tendon à la fois la longueur du tendon libre et la longueur du tendon aponévrotique car les modèles classiques de MTU combinent la longueur de chaque tendon libre séparé en une seule variable. Une telle représentation ne serait pas correcte pour des applications nécessitant des représentations géométriques des éléments musculotendineux car il serait indispensable de représenter ces objets avec des matériaux différents. Dans notre cadre de simulation biomécanique basée sur les lignes d'action, cette simplification peut par contre se faire.

La Figure 8-6 montre les différentes étapes pour créer un MTU évolutif avec notre méthode. Ces étapes sont succinctement mentionnées ci-dessous.

- a) La ligne d'action (ligne noire) et le maillage haute résolution (vert) sont tous les deux insérés et alignés dans le modèle géométrique du personnage virtuel
- b) La ligne d'action est représentée par un cylindre fermé et des rayons sont lancés le long des coupes longitudinales

- c) Après translation vers les points d'intersection, tous les sommets ne sont pas forcément repositionnés sur le maillage
- d) La ligne d'action est déplacée vers les centres des coupes \mathcal{C}
- e) Le processus est répété en utilisant le nouveau chemin de la ligne d'action
- f) Le nouveau lancer de rayon donne cette fois les résultats attendus
- g) Tous les sommets sont maintenant localisés sur le maillage à haute résolution
- h) Le MTU évolutif est obtenu

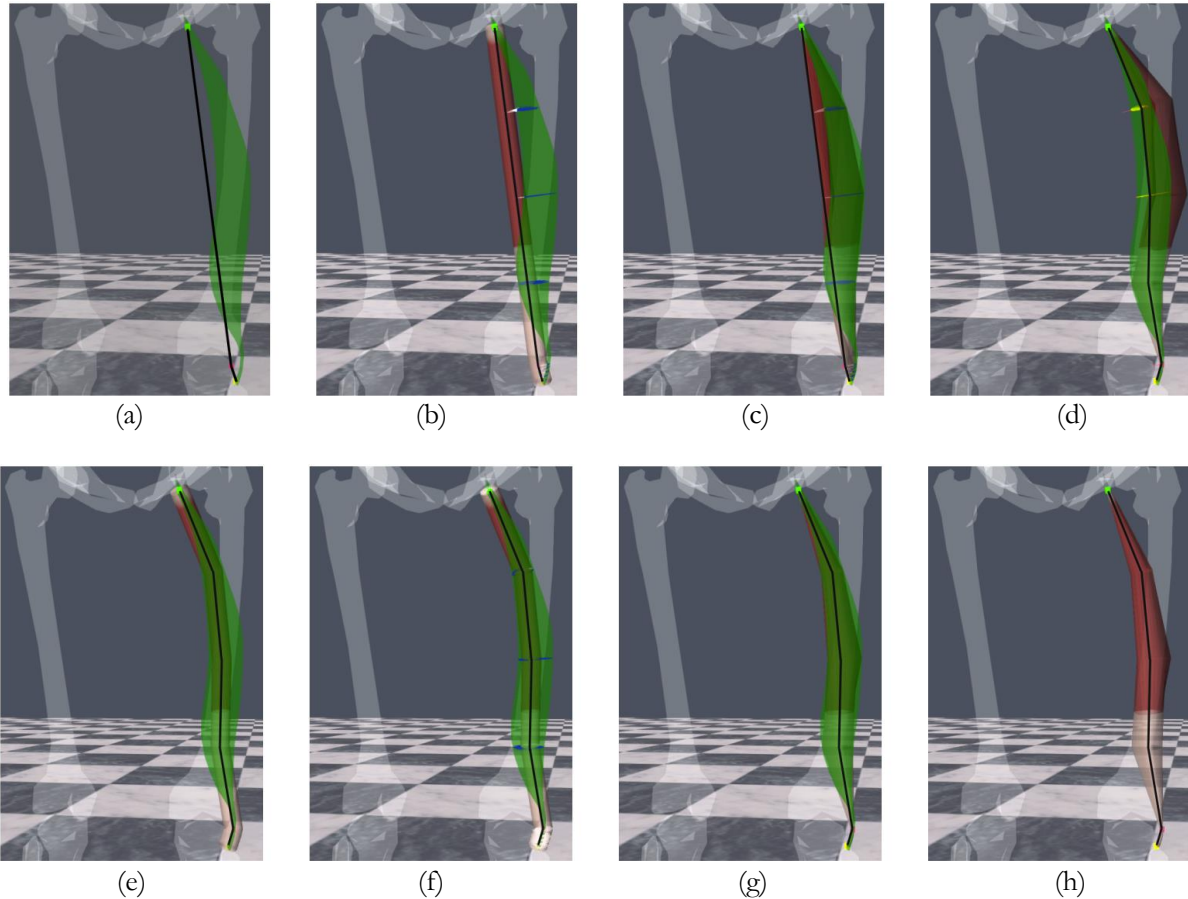


Figure 8-6 : Etapes pour la création des MTU évolutifs

Certains MTU du modèle biomécanique ne contiennent aucun *via-point*. Ceci peut poser problème pour tirer parti de la précision que le processus précédent peut apporter car peu d'informations seront alors présentes dans les dimensions latitudinale et longitudinale, influant directement le niveau de détail pour les coupes, et donc le modèle entier. Pour résoudre ce problème, nous avons décidé d'adapter le modèle musculo-tendineux pour qu'il soit mis à l'échelle indépendamment dans les dimensions longitudinale et latitudinale. Permettre au modèle de s'adapter dans les deux directions répond à notre exigence d'augmenter ou diminuer la résolution des maillages en fonction de la puissance de calcul disponible et le scénario visé. Les lignes d'action peuvent être divisées en segments plus petits en introduisant des sections transversales bissectrices supplémentaires qui sont orthogonales aux vecteurs passant par les points de la ligne. Pour la résolution longitudinale (LSS) nous utilisons le nombre de segments supplémentaires au lieu du nombre de coupes transversales. Un segment est défini comme le volume entre deux coupes transversales. Lorsque $LSS = 0$ cela équivaut à un segment, lorsque $LSS = 1$ cela équivaut à deux segments intermédiaires, $LSS = 2$ équivaut à quatre segments et ainsi de suite. Chaque point nouvellement créé est ajouté exactement au point médian entre les deux coupes transversales de chaque côté. Cela permet un échantillonnage uniforme. Dans l'autre dimension, c'est le nombre de sommets créés pour chaque coupe qui détermine la résolution, noté $|\mathcal{C}_k|$. Nous avons établi une borne inférieure pour ce nombre qui définit donc la quantité la plus faible d'informations géométriques raisonnablement réalisables pour la simulation. Dans nos expériences, la limite inférieure a été fixée à six pour chaque coupe car cette cardinalité est réflexivement symétrique, apporte un rapport périmètre/aire raisonnable et a un nombre raisonnable de sommets.

Le Tableau 8-1 répertorie le nombre total de sommets pour 12 résolutions différentes que l'on peut comparer au nombre de sommets du modèle haute résolution. On constate une réduction drastique du nombre de sommets utilisés dans notre modèle. Par exemple, à la résolution donnée par $|C_k| = 12$ et $LSS = 2$, notre modèle utilise environ 90% de sommets en moins que le maillage d'origine.

	$ C_k = 6$	$ C_k = 8$	$ C_k = 10$	$ C_k = 12$	UHM
$LSS = 0$	960	1248	1536	1824	54723
$LSS = 1$	1536	2016	2496	2976	
$LSS = 2$	2688	3552	4416	5280	

Tableau 8-1 : Nombre de sommets pour un total de 48 MTU pour 12 résolutions différentes d'un modèle à 48 maillages.

La Figure 8-7 montre l'approximation du maillage anatomique haute résolution du muscle *tibialis anterior* (TA) à différentes résolutions. Nous voyons que différentes combinaisons d'échelles des deux dimensions produisent différents résultats avant d'atteindre une certaine convergence. L'hypothèse ici est que pour les segments minces, généralement des ligaments et des tendons, il faut suffisamment de sommets pour lancer suffisamment de rayons afin de détecter suffisamment de correspondances. Dans cet exemple, le fait que le muscle contienne des via-points augmente la rapidité de convergence car une fois que les via-points sont repositionnés correctement, ils empêchent d'autres coupes transversales bissectrices d'être mal déplacées.

Un modèle complet avec 48 MTU, $|C_k| = 8$ et $LSS = 1$, et des maillages des membres supérieurs et inférieurs fonctionnent à 181 Hz en moyenne avec une animation de cycle de marche sur un personnage virtuel. Cela a été testé sur un processeur Intel i5-3210M x64 (Intel Corporation, Santa Clara, Californie, États-Unis) fonctionnant à 2.50 GHz avec une NVIDIA GeForce GT mobile 645M. Ce résultat a été obtenu sans aucune technique de parallélisation GPU ou logicielle. Rappelons que notre but est de proposer un modèle évolutif pouvant être adapté à volonté, par exemple à la puissance de calcul. Le processus entier de calcul de notre méthode (Figure 8-6) prend environ 10 secondes pour les 48 MTU (avec $|C_k| = 36$ et $LSS = 1$) et est exécuté une seule fois au début de la simulation.

Dans notre méthode, nous nous assurons que, à chaque échelle de notre modèle musculaire, chaque point à l'intérieur d'une coupe transversale correspond au mieux à la ligne d'action d'origine afin de préserver ses propriétés physiologiques (afin que, pour donner un exemple, un contrôleur de mouvement unique puisse être utilisé quelle que soit l'échelle utilisée). C'est pourquoi une méthode qui conserve un modèle en sa ligne d'action sous-jacente est nécessaire. De plus, comme nous utilisons les points de passage présents dans la ligne d'action d'origine, notre méthode permet une meilleure résolution locale là où le muscle a le plus de chance de se déformer, modélisant au mieux le chemin de la ligne et donc le changement de direction de la force musculaire. C'est aussi une des raisons pour laquelle nous avons préféré utiliser les lignes d'action comme modèle sous-jacent plutôt que partir uniquement de l'information des points d'origine et d'insertion des muscles, pouvant par exemple être obtenus par imagerie médicale.

Il est important de garder à l'esprit que la méthode est conçue pour être utilisée dans le cadre de simulations musculaires couplées à des déformations de corps mous qui peuvent prendre beaucoup de temps de calcul. Notre approche peut être utilisée dans des simulateurs temps réel lorsque des maillages 3D de muscles sont disponibles, offrant par exemple un support pour la simulation de déformations et/ou un meilleur réalisme grâce à une meilleure estimation des longueurs des muscles et donc les bras de levier et des forces.

L'approche développée a une gestion limitée des lignes d'action non basiques. Pour les muscles à lignes multiples (par exemple le grand adducteur ou le groupe de muscles fessiers), nous avons dû diviser manuellement les maillages avec un outil de modélisation 3D afin de se rapprocher de la quantité de masse (dans notre cas représentée par la géométrie) utilisée par chaque ligne d'action. Puis, chaque ligne d'action a été traitée en utilisant son maillage partiel respectif. Pour les muscles à têtes multiples (uniquement le biceps fémoral dans le modèle musculosquelettique des membres inférieurs que nous utilisons), le modèle anatomique fourni deux maillages distincts pour chacune des têtes, donc chaque MTU a été traité à l'aide de son maillage respectif. Si un maillage unique était nécessaire, le processus proposé pourrait être adapté pour construire le modèle évolutif à partir de coupes transversales avec plusieurs points centraux (un pour chaque ligne ou

chaque tête). On pourrait alors par exemple ajouter des liens (segments de ligne) entre les points centraux des lignes d'action qui auraient pour vocation de les regrouper au cours de la création de la géométrie.

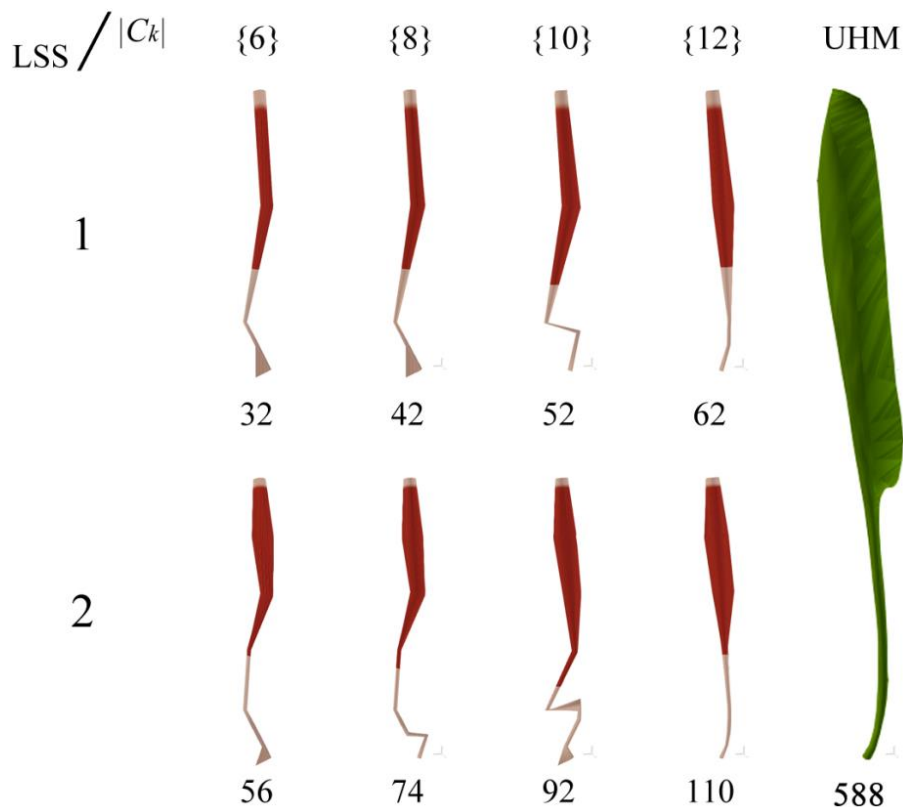


Figure 8-7 : Approximation du modèle du TA à différentes résolutions en fonction du facteur d'échelle longitudinal et latitudinal. Le nombre indiqué sous les maillages est le nombre de sommets.

L'intention de ce type de modèle est par exemple d'être capable de modifier la géométrie d'un ou plusieurs muscles en temps réel, et d'adapter les mouvements en fonction de cette modification. Nous avons d'ailleurs réalisé des expériences où ce type de modification était dû à une blessure infligée à des tissus mous dont des muscles [Laclé et Pronost 2012]. De manière générale, les applications d'animation par ordinateur en temps réel qui utilisent des modèles biomécaniques, telles que la simulation de blessures, la formation orthopédique, et la validation de pathologies musculosquelettiques pour des patients virtuels peuvent bénéficier de cette méthode de modélisation.

Génération de modèle déformable

Le travail précédent partait d'un modèle anatomique créé artistiquement, bien que basé sur de la littérature en biomécanique et des données réelles. Je me suis aussi intéressé à la modélisation, dans le but de simuler des os et des corps mous comme les muscles, les cartilages et les tendons. Dans [Peeters et Pronost 2013], nous présentons une plateforme logicielle pour générer automatiquement des modèles géométriques maillés compatibles avec une simulation en éléments finis. Ces maillages sont créés à partir de données IRM segmentées spécifiques à un sujet. La méthode proposée résout plusieurs types de problème que l'on peut trouver dans ce genre de données comme du bruit, des parties incomplètes et des auto-intersections. La méthode propose des solutions pour résoudre les chevauchements dans la segmentation des surfaces, pour générer le maillage volumique et se connecter à une simulation musculosquelettique. Nous avons démontré notre méthode sur les corps rigides et mous du membre inférieur avec une attention particulière à la zone du genou.

Notre méthode se compose de plusieurs étapes clés (voir Figure 8-8). Les membres inférieurs d'un sujet sont d'abord scannés par IRM. Ensuite, les membres sont segmentés à l'aide de l'algorithme de [Schmid et Magnenat-Thalmann 2008]. La segmentation produit des surfaces fermées de muscles et d'os et les sites d'attachement où les muscles se connectent aux os. Les surfaces fermées résultant de la segmentation ne peuvent pas être converties directement en maillages volumiques car les données segmentées peuvent contenir des artefacts. Ces artefacts sont d'abord résolus avant que les surfaces puissent être converties en maillages.

Pour compléter les maillages, nous créons des spécifications pour les points d'attache des muscles pouvant être utilisées par un solveur éléments finis afin de contraindre le mouvement des tissus mous.

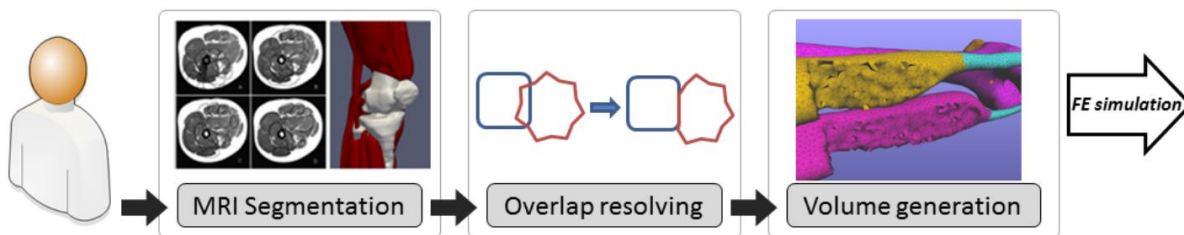


Figure 8-8 : Notre méthode prépare des données IRM segmentées pour la simulation en éléments finis de tissus mous.

Tout d'abord, nous appliquons une méthode de lissage pour supprimer les artefacts haute fréquence de l'algorithme de segmentation. Nous avons appliqué la méthode de [Taubin 1995] qui repose sur un filtre passe-bas. Cette méthode est adaptée à nos surfaces qui sont fermées avec une distribution de sommets presque uniforme. De plus cette méthode n'introduit pas de rétrécissement (voir Figure 8-9a).

Il est habituel qu'après segmentation certains tendons ne soient pas présents ou que des tendons soient présents mais leurs attachements au muscle ne soient pas définis. En raison des protocoles d'acquisition IRM et des emplacements et formes des muscles, des tendons manquants sont typiquement observés pour les muscles gastrocnémien et soleus, qui sont attachés au fémur, tibia ou péroné et dont leur connexion au pied est manquante. Etant donné que ces muscles sont très utiles pour la simulation de mouvement, nous avons développé un algorithme qui édite automatiquement les maillages de surface pour incorporer une structure de tendon, comprenant une spécification des attachements. Pour les muscles dont le tendon est manquant, l'extrémité du muscle est détectée et est extrudée (voir Figure 8-9b). Le morceau de muscle ainsi nouvellement généré est enregistré avec un matériau de tendon tout en générant une enveloppe convexe pour les nouveaux sommets. Cette correction n'est pas une solution idéale mais le principal objectif reste d'attacher le muscle à l'os. Néanmoins, il est déconseillé de se fier aux simulations effectuées sur une zone d'intérêt où beaucoup de tendons ont été générés de cette manière. Dans nos expériences sur l'articulation du genou, seuls les tendons près du pied ont dû être générés ainsi, ce qui nous rend confiant quant à la pertinence des simulations effectuées.

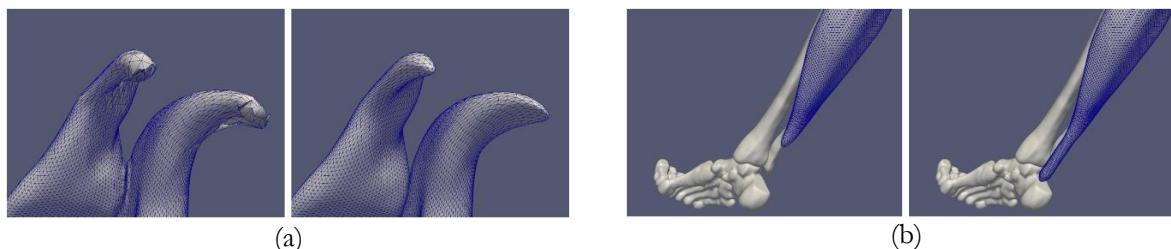


Figure 8-9 : (a) Résultats du lissage sur le muscle gastrocnémien, (b) Résultats de l'extrusion du tendon du muscle soleus.

Les données de surface fournies par la segmentation peuvent aussi contenir des auto-intersections. Comme ces données proviennent d'une mauvaise segmentation, notre objectif n'est pas de les « démêler » comme cela est généralement fait en simulation de tissu. En effet, cela ajouterait de l'information à la surface qui ne devrait pas être présente. La façon sémantiquement correcte de résoudre ce problème consiste à retirer les auto-intersections de manière à ce que la surface finale soit encore fermée. Nous avons résolu ce problème en adaptant l'algorithme proposé par [Jung et al. 2004] à l'origine conçu pour supprimer les auto-intersections dû à un décalage dans un maillage triangulaire. L'algorithme utilise une approche par région grandissante, en gardant une liste de triangles valides. En commençant par un triangle initial, l'algorithme fait croître la région valide de proche en proche grâce aux triangles voisins jusqu'à ce qu'elle atteigne des triangles présentant des auto-intersections. Alors, le processus de croissance traverse l'auto-intersection et se déplace vers le triangle valide adjacent. Par conséquent, la région croissante traverse uniquement des triangles valides et des triangles sécants adjacents à des triangles valides. Le processus de croissance est terminé lorsqu'il n'y a plus de triangle à ajouter à la région valide. Le processus original peut créer des surfaces qui contiennent deux triangles opposés. Nous avons adapté l'algorithme pour que ces triangles soient détectés et supprimés, ce qui est une opération valide puisque c'est une partie de la surface qui ne définit aucun volume. Étant donné que la méthode

a été développée à l'origine pour les décalages dans des maillages triangulaires, la sélection d'un triangle initial était facilement faite en calculant l'enveloppe convexe du maillage et en choisissant tout triangle du maillage qui a au moins un sommet dans l'enveloppe. Dans notre cas cependant, les triangles prenant part à l'enveloppe convexe peuvent également être invalides, comme c'est le cas d'ailleurs pour le muscle *vastus intermedius*. Pour cette raison, nous avons ajouté une contrainte à la sélection automatique du triangle de départ. Nous choisissons le sommet dont la normale est la plus éloignée du centre de l'objet, puis nous choisissons l'un des triangles qui contient ce sommet.

La segmentation peut également produire des surfaces qui se croisent. Pour résoudre cela, nous avons utilisé une combinaison d'opérateurs booléens et de notre méthode de suppression d'auto-intersections. Nous avons utilisé l'opérateur de soustraction implémenté dans la bibliothèque [CARVE] pour résoudre les chevauchements de surface. Nous pouvons ensuite nous inspirer de la méthode précédente de résolution d'auto-intersections où nous avons deux surfaces S_x et S_y dont nous voulons calculer la différence. Nous fusionnons d'abord les deux surfaces en une seule S_z mais nous inversons les directions normales des faces de S_y . On a alors une surface sur laquelle on peut appliquer l'algorithme de suppression d'auto-intersections avec un triangle initial choisi dans S_x . L'algorithme détectera les intersections entre les deux surfaces et considérera la partie S_y comme une partie en (auto-)intersection avec S_x . Cette méthode donne des résultats similaires à l'opération booléenne de soustraction mais qui est dans certains cas moins stable (cas dégénérés) et notre implémentation est moins optimisée. Par conséquent, nous utilisons principalement l'opération booléenne dans la version finale de notre algorithme. Et dans les situations où cette méthode ne peut pas trouver de solution correcte, nous résolvons le problème par la méthode de suppression d'auto-intersections. Par exemple, la méthode par soustraction ne parvient pas à résoudre le problème lorsque l'une des surfaces comporte un ou plusieurs trous. L'ordre dans lequel les surfaces sont traitées détermine la configuration finale du maillage. La surface qui est traitée en première perdra très probablement le plus de volume, et n'aura aucune influence sur les autres. La surface traitée en dernière ne sera pas modifiée. Nous avons choisi de toujours traiter les os en dernier puisque leur segmentation est toujours de meilleure qualité (meilleure confiance dans les surfaces segmentées car les os sont plus faciles à distinguer sur une IRM). Nous avons de plus décidé de traiter les objets par ordre décroissant de volume. En effet l'impact des modifications sur les petits objets est, relativement à leur volume, plus élevé. Nous essayons donc de limiter cet impact. Nous utilisons également une méthode de boîte englobante pour prédéterminer si une soustraction doit être effectuée afin de réduire le nombre d'opérations totales.

Étant donné que la modélisation en éléments finis est basée sur une représentation volumétrique, nous devons convertir la représentation obtenue en surfaces triangulaires. Pour cette opération, nous avons utilisé l'algorithme proposé par la librairie [CGAL]. Nous appliquons des étapes de nettoyage après la génération du maillage afin de supprimer les tétraèdres dits perdus. Par exemple, les tétraèdres qui n'ont qu'une seule connexion avec le reste du maillage sont supprimés car ces tétraèdres peuvent poser problème lors de la simulation à cause de leur inertie en produisant des oscillations car ils ne se déplacent pas en synchronisation avec le reste du corps déformable. Si c_i^n représente les indices des cellules entourant la cellule c_i , nous pouvons définir les cellules perdues comme $CL = \{c_i: |c_i^n| \leq 1\}$. Après avoir trouvé ces éléments, nous les supprimons du maillage volumique.

Les attachements et les tendons sont spécifiés par l'algorithme de segmentation sous forme d'indices dans des listes de sommets qui sont enregistrés dans un fichier de maillage de surface. Dans les étapes décrites précédemment, ces maillages sont modifiés topologiquement, et finalement convertis en maillages volumiques. Pour préserver les données d'attachement et de tendons, nous convertissons la représentation basée sur l'indice en une représentation géométrique. La première étape consiste à convertir la représentation indexée en une représentation basée sur la position. Cela se fait simplement en recherchant les sommets dans une liste de sommets compatibles. À partir de cette représentation, on peut calculer une enveloppe convexe pour obtenir la zone d'attachement ou de tendon. Pour tenir compte d'éventuelles erreurs d'arrondi, nous avons agrandi légèrement la surface à l'aide d'une opération de décalage linéaire. Dans une dernière étape, nous convertissons les régions d'attachements et de tendons en indices dans les maillages volumiques en parcourant les sommets dans la représentation basée sur les positions.

Si l'on veut utiliser des mouvements issus d'une plateforme de simulation musculosquelettique comme OpenSim pour piloter la simulation en éléments finis, il faut convertir le mouvement articulaire en

transformations (rotation et translation) des os. Heureusement, généralement les modèles musculosquelettiques et les données des IRM contiennent tous les deux un ensemble de marqueurs conçus pour être placés sur des repères anatomiques, qui peuvent donc être utilisés, si communs, pour aligner les deux simulations. Comme la collecte de données spécifiques à un sujet à partir de diverses sources est une tâche fastidieuse et l'exécution du pipeline (de la segmentation à la simulation) prend du temps, nous avons proposé des résultats pour un seul sujet, avec un ensemble limité de muscles. Mais nous sommes convaincus que notre méthode est robuste et transférable à une grande variété de données de même nature.

L'objectif de notre méthode est de permettre la connexion directe d'un mouvement spécifique à un sujet avec une simulation en éléments finis des tissus mous. À terme, le simulateur pourrait également prendre en compte les activations musculaires déterminées par la simulation musculosquelettique du même mouvement. Les données de contraction musculaire pourraient alors être utilisées pour aussi déformer la forme des muscles de manière plus réaliste. Les os pourraient être activement déplacés par des contraintes dans le solveur ou passivement déplacés par les déformations des muscles. Dans ce dernier cas, l'un des objectifs de la simulation serait que le mouvement résultant corresponde au mouvement enregistré d'origine aussi fidèlement que possible. En fin de compte, nous pouvons imaginer une approche de couplage double, où les capacités de la simulation musculosquelettique sont étendues en tenant compte de la déformation des muscles spécifiques au sujet simulé ou en visualisant des simulations en éléments finis dans, par exemple, OpenSim comme nous l'avons initié dans [Pronost et al. 2011].

Notre jeu de données ne contenait pas d'information sur les fibres musculaires car les images IRM ne le permettaient pas. Néanmoins, ces informations pourraient éventuellement être approximées à partir de modèles musculaires parfois utilisés en simulation musculosquelettique (par exemple en utilisant des angles de pennation ou des modèles incluant des cartes de fibres). Les matériaux musculaires et tendineux anisotropes pourraient alors être utilisés pour obtenir des déformations plus précises.

Si des images IRM dynamiques sont à disposition, les os et tissus mous segmentés pourraient être comparés aux résultats de simulations effectuant le même mouvement. De cette façon, la déformation des muscles dans la simulation pourrait être comparée à un exemple réel, ce qui validerait la déformation des muscles, et qui permettrait de confirmer ou infirmer les paramètres de la simulation. Cela pourrait également servir de processus de réglage fin des matériaux utilisés.

Modèle déformable pour la jambe

Une fois un modèle prêt pour la simulation en éléments finis, nous pouvons travailler sur le pilotage par des modèles musculosquelettiques sous-jacents. Simuler la déformation d'un muscle permet d'évaluer les déplacements internes à l'intérieur de ce muscle, qui sont difficiles à mesurer expérimentalement. Dans [Maurice et al. 2009], nous proposons une solution numérique pour modéliser les déformations musculaires lors de la contraction.

L'environnement en éléments finis que nous utilisons est anisotrope, non linéaire, appliqué aux grandes déformations, quasi-statique et quasi-incompressible. Anisotrope car le système dépend de la direction, par exemple, car les propriétés physiques passives de la partie contractile des muscles et des tendons peuvent différer. Le type de pennation qui donne les directions des fibres et donc le moment de force peuvent également être différents pour un même muscle. Non linéaire car le comportement d'un muscle est non linéaire, et donc la majorité des modèles actuels tendent à le décrire par des matériaux hyper élastiques, par exemple par des modèles de Mooney-Rivlin. Les grandes déformations catégorisent les problèmes dans lesquels les allongements prennent une proportion importante par rapport à la zone d'étude, ce qui est vrai des muscles : leurs déformations au cours de la contraction sont souvent même visibles à l'œil nu. Dans une simulation statique, la même force est toujours appliquée au même endroit. Dans une simulation dynamique, les forces peuvent varier dans le temps. Ici, il s'agit d'une analyse quasi-statique où les forces d'inertie ne sont pas prises en compte mais la charge augmente avec le temps de zéro jusqu'à la force de contraction maximale. On considère que le volume d'un muscle ne varie pas pendant la contraction (le muscle contient toujours autant de matière incompressible), ce qui peut être physiologiquement inexact car la tension artérielle peut

augmenter. Nous définissons la propriété de quasi-incompressibilité du modèle par une formule de sommation de Poisson avec un facteur très proche de 0.5.

Notre méthode vise à produire la déformation d'un muscle pendant la contraction à l'aide de données spécifiques à un sujet. Deux étapes principales sont nécessaires. D'abord nous préparons les modèles volumétriques du système musculaire et calculons les forces à chaque nœud (c'est-à-dire chaque arête des tétraèdres), appelées forces nodales. Ensuite, nous ajoutons des contraintes sur certains de ces nœuds, en les associant, afin de simuler le phénomène de contention entre certains muscles.

En utilisant les forces musculaires et les lignes d'action, nous devons déterminer la direction et l'amplitude de la force contractile sur chaque nœud des muscles (forces nodales). Pour chaque nœud v_M d'un muscle M (hors zones d'origine et d'insertion des tendons), la direction de la force nodale NFD_{v_M} est calculée selon les directions des n lignes d'action $AL_{M_i}, i \in [1 \dots n]$ et selon les distances minimales entre v_M et chacune des lignes d'action. Nous avons proposé et étudié deux méthodes de calcul des forces nodales (voir Figure 8-10).

1. Une méthode basée uniquement sur la ligne d'action la plus proche du nœud. En utilisant une discrétisation de la ligne d'action nous calculons les distances entre les nœuds et leurs points les plus proches sur les lignes. Les directions finales sont directement définies par la direction de la ligne correspondant à la plus petite distance.
2. Une méthode basée sur le mélange des directions de toutes les lignes d'action du muscle. Dans ce cas, nous proposons une somme pondérée de la direction de toutes les lignes du muscle. Les poids $w_{v_M}(i)$ dépendent linéairement des distances minimales entre le nœud et les lignes :

$$NFD_{v_M} = \left\| \sum_{i=1}^n w_{v_M}(i) \times AL_{M_i} \right\|$$

Selon le muscle que l'on veut modéliser, ces deux méthodes peuvent être utilisées pour représenter différents types de pennation.

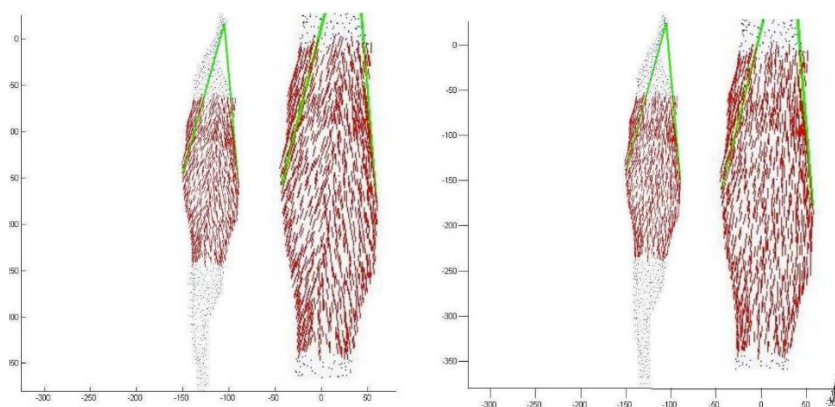


Figure 8-10 : Les forces nodales (en rouge) pour le muscle du quadriceps basées sur deux lignes d'action (vert) utilisant la direction de la plus proche ligne (gauche) et une interpolation des deux lignes (droite).

A chaque instant t de la contraction, la magnitude $NFM_{v_M}(t)$ d'une force nodale est définie comme la division de l'amplitude de la force musculaire $F_M(t)$ par le nombre d'éléments contributeurs N_v , correspondant ainsi à une répartition homogène de la force dans les fibres : $NFM_{v_M}(t) = \frac{1}{N_v} \times \|F_M(t)\|$ où N_v est le nombre de nœuds contribuant au muscle correspondant. Ces groupes de nœuds sont définis à partir de la géométrie des muscles. Une interface interactive et graphique peut être utilisée par un expert afin de sélectionner ces nœuds.

La dernière étape avant de lancer la simulation est de définir les contraintes du système mécanique. Dans notre modèle, les tendons sont attachés aux os et les degrés de liberté du système ne proviennent que des positions volumétriques des nœuds. De plus, nous proposons une intégration des interférences qui se produisent entre des muscles voisins, modélisant ainsi le phénomène de contention. En effet, le corps humain ne contient pas d'air, sauf à l'intérieur des poumons. Les structures (organes, os, muscles, etc.) sont liées entre elles, ainsi par exemple, la contraction d'un muscle ne crée pas d'espace vide interne. Nous proposons de modéliser cette propriété en ajoutant des contraintes de distance sur les nœuds. Des paires de nœuds sont définies à la surface

des muscles respectifs, et le solveur essaie de respecter les distances initiales entre ces nœuds. Notre solution fournit un processus semi-automatique pour définir ces paires de nœuds basée sur des conditions de voisinage (empêchant d'apparier des nœuds à l'intérieur d'un même muscle) et des seuils (distances maximales entre nœuds dans les différentes structures). Le solveur utilise ensuite ces relations de distance comme des contraintes sur les degrés de liberté des nœuds impliqués. Les dernières contraintes à créer sont les zones d'insertion et d'origine des tendons. Une interface interactive et graphique est utilisée pour sélectionner les parties des structures correspondant à ces domaines. Ainsi, les contraintes sont automatiquement placées entre les os et les tendons et entre les tendons et les muscles.

Pour résoudre les contraintes biomécaniques à chaque instant de la contraction, nous utilisons la plateforme [Code-Aster]. Cette dernière offre une gamme complète d'analyses multi-physiques et des méthodes de modélisation de modèles en éléments finis sous contraintes, et utilise la méthode de résolution de Newton-Raphson. Nous décrivons notre simulation par des commandes qui sont interprétées par la plateforme, incluant les matériaux des données volumétriques, les contraintes sur les degrés de liberté et les forces nodales d'entrée. Les différents matériaux utilisés ont été déterminés à partir des données de la littérature [Macosko 1994, Crisfield 1997, Buchler et al. 2002, Mow et al. 2000]. Nos expérimentations sur un modèle du quadriceps constitué de 12 173 tétraèdres (4 muscles et 1 os), montre qu'un pas de temps de simulation prend environ 16 secondes (en moyenne 5 itérations du solveur).

La Figure 8-11 montre les déplacements des nœuds à la surface du modèle lors d'une contraction. On observe que le fémur est statique du fait du matériau quasi-solide utilisé ainsi que pour les zones d'insertion. Nos expériences montrent aussi les tendons qui se déforment moins que les muscles en raison de leur rigidité plus élevée. Pour les muscles, la partie centrale se déplace plus que les extrémités. Ces résultats, d'un point de vue macroscopique, semblent valides mais ils doivent encore être validés avec précision par la littérature et des observations cliniques.

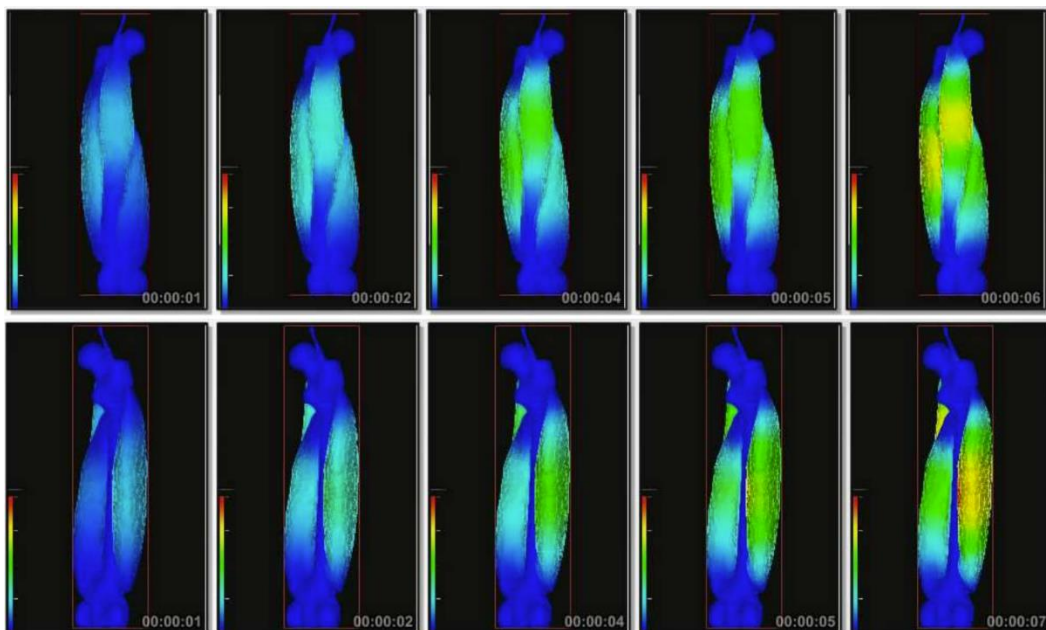


Figure 8-11 : Déformations du modèle volumique du système du quadriceps pendant une contraction. La déformation par rapport aux positions initiales est représentée du bleu au rouge (haut : vue avant, bas : vue arrière).

La Figure 8-12 montre quant à elle les mouvements internes à l'intérieur des structures du quadriceps fémoral. 10 coupes perpendiculaires à l'axe principal du fémur sont représentées à 5 instants de la contraction. Les résultats montrent que les muscles externes (*rectus femoris* et *vastus lateralis*) se déforment plus que les muscles internes (*vastus medialis* et *vastus intermedius*) ce qui peut être généralement observé par des mesures expérimentales. Néanmoins, nous avons observé aussi quelques irrégularités à l'intérieur d'un même muscle. Elles proviennent de l'irrégularité des tailles des tétraèdres issus de la voxélisation, ce qui signifie que la discrétisation des muscles n'est pas parfaitement homogène et que les nœuds ne peuvent pas représenter directement les sarcomères des fibres. Pour réduire ce problème, l'estimation de la force nodale pourrait être paramétrée par la densité des nœuds voisins.

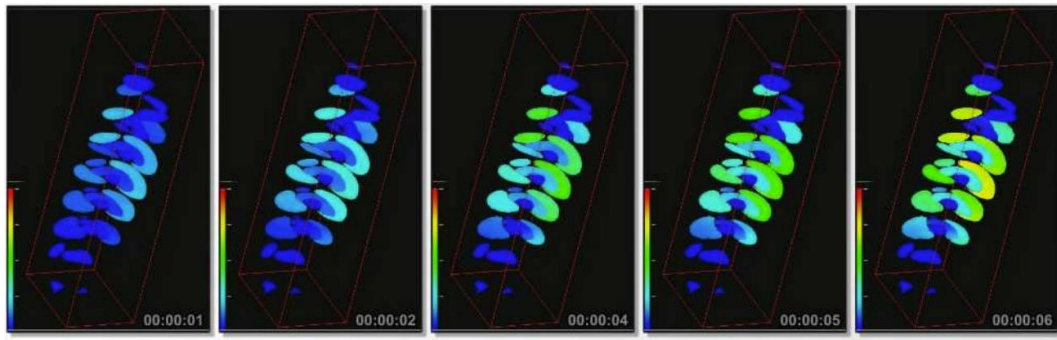


Figure 8-12 : Mouvements internes dans un muscle, visualisés sur 10 coupes pour 5 pas de temps régulier de la contraction.

Dans notre approche, l'estimation de la force nodale dépend essentiellement des quelques lignes d'action et forces musculaires globales. Pour être plus réaliste, nous pourrions utiliser des données plus précises telles que les directions réelles des fibres calculées à partir d'imagerie par tenseur de diffusion ou par capture ultrasonore. La répartition de la force musculaire sur les éléments pourrait également être améliorée, par exemple en utilisant des données provenant d'IRM dynamique qui piloterait la discrétisation des muscles. Notre modèle de contention produit des contraintes trop restrictives. Les déformations résultantes apparaissent plus petites que prévu. La meilleure façon de résoudre ce problème semble être d'utiliser des modèles 3D avec une résolution plus élevée, et en particulier près des surfaces de contact entre les muscles. En effet, on pourrait alors réduire le nombre relatif de contraintes pour finalement permettre plus de déformations. Mais bien sûr, le temps de résolution augmenterait et pourrait conduire à des temps de calculs prohibitifs. Les autres raisons de ces faibles déplacements nodaux pourraient être liées à une sous-estimation des forces musculaires pendant l'analyse en dynamique inverse ou à des conditions limites sur-contraintes (à cause de zones trop larges au niveau des extrémités tendineuses). Nous pensons tout de même que notre approche peut aider à comprendre la fonctionnalité d'un muscle d'un sujet particulier. L'estimation de la déformation d'un muscle en effort est en effet un enjeu important dans beaucoup de diagnostics.

Modèle déformable pour le cou

La modélisation et la simulation d'éléments de l'anatomie humaine ne se limite évidemment pas aux membres inférieurs. Dans mes activités de recherche je me suis principalement intéressé à cette partie du corps car elle est prépondérante dans la simulation de la locomotion humaine ainsi que bien d'autres activités motrices du quotidien. Je me suis néanmoins aussi intéressé à la modélisation en corps déformable et à la simulation des membres supérieurs et en particulier la zone autour du cou. En effet, dans le domaine de l'animation de personnages virtuels, les déformations apparentes de la peau, en particulier autour du cou, sont importantes pour reproduire un visage et une expression crédible et le cou joue aussi un rôle primordial dans l'équilibre de la tête tout en générant ses mouvements qui sont essentiels dans beaucoup d'aspects du comportement humain. L'animation du cou est relativement négligée à la fois en infographie et en animation en raison de la complexité de l'anatomie cervicale. Dans [Luo et al. 2013] nous présentons un modèle physique du cou humain basé sur une modélisation biomécanique où les structures anatomiques sont modélisées par des corps rigides déformables. Plus en détail, nous intégrons les corps déformables au squelette en utilisant un concept de contrainte souple et le squelette pilote la déformation musculaire. Afin d'utiliser le système mécanique sous-jacent pour déformer la peau, nous lions chaque sommet de la surface de la peau à un muscle ou à un os par un ressort élastique. Ainsi, la peau se déforme lorsque le squelette bouge. Nous simulons le cou en un temps interactif car notre modélisation est basée sur la théorie de l'élasticité linéaire qui est rapide à exécuter et facile à mettre en œuvre.

Nous modélisons le système squelettique du cou comme un système dynamique de corps articulés où les os sont des corps rigides. Comme représenté sur la Figure 8-13 (a), le modèle squelettique contient le crâne, l'os hyoïde, thyroïde, cricoïde, les vertèbres cervicales C1 à C7, le sternum, la clavicule, le cartilage costal, les vertèbres thoraciques T1 à T3, et des articulations rotules entre chaque paire de vertèbres adjacentes, entre C1 et le crâne, entre la base et C7 en localisant les points de pivot comme décrit par [Lee et Terzopoulos 2006]. De plus, nous adoptons la structure de [Stavness et al. 2011] qui consiste en une articulation pivot contraignant

la thyroïde et le cricoïde, un positionnement des articulations rotules, des ressorts élastiques croisés reliant le cricoïde et la base, l'hyoïde et la thyroïde, et des actionneurs musculaires point à point couplant le crâne et l'hyoïde. Tout comme [Lee et al. 2009], nous utilisons le modèle géométrique *Ultimate Human Model* (UHM) [Snoswell 2015] pour les géométries 3D. Nous avons donc utilisé les mêmes propriétés physiques (masses etc.) dont les détails sont fournis dans [Lee 2008]. Cependant, contrairement à leur approximation des propriétés inertielles du squelette à partir du maillage volumétrique, on approxime l'inertie de chaque os directement à partir de sa densité $d = m/v$ où m est la masse et v le volume. Nous modélisons l'actionneur musculaire comme un modèle musculaire de type Hill linéarisé [Lee et Terzopoulos 2006]. La force musculaire totale est la somme des forces d'un élément contractile (CE) et d'un élément parallèle (PE), alors que la longueur du tendon est supposée être constante.

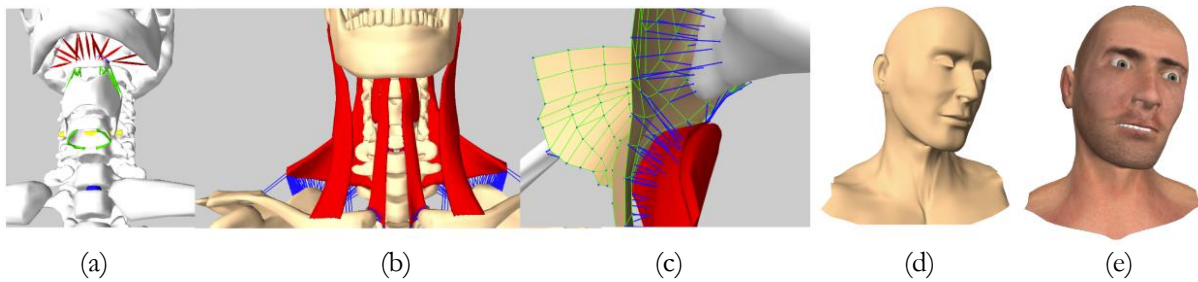


Figure 8-13 : Nous simulons la biomécanique du cou humain à travers une approche de *skinning* basé physique. (a) Le modèle squelettique (actionneurs musculaires en rouge, ressorts en vert, articulations en jaune et bleu). (b) Illustration des contraintes souples (lignes bleues) entre muscles et os. (c) Ressorts épidermiques en vert. (d) Résultats des calculs de déformations de la peau. (e) Animation et rendu temps réel d'un personnage virtuel.

Les muscles proches de la couche cutanée sont choisis comme les tissus mous sous-jacents pertinents et sont le trapèze, le sternocléidomastoïdien, le sternohyoïdien et le thyrohyoïdien. Nous les modélisons par des corps déformables et utilisons la simulation par éléments finis pour assurer la préservation des volumes. Pour le sternocléidomastoïdien, le sternohyoïdien et le thyrohyoïdien des triangles surfaciques issus des données de l'UHM sont extraits pour lesquelles les normales des sommets adjacents sont presque parallèles les uns aux autres. Nous lançons des rayons le long des inverses des normales et prenons des points sur le rayon comme nouveaux nœuds selon un décalage prédéfini (2.5 mm) générant ainsi 91 hexaèdres pour le sternocléidomastoïdien, 90 pour le sternohyoïdien et 152 pour le thyrohyoïdien. Cependant, cette méthode n'est pas applicable au trapèze en raison de triangles trop irréguliers et d'une plus grande complexité de la géométrie de la surface. A la place, un générateur de maillage tétraédrique [Si 2006] est utilisé et donne 3 497 tétraèdres. Nous utilisons la méthode de simulation des éléments finis [Cook 1994] pour résoudre les équations aux dérivées partielles. Dans nos modèles, les solides sont des éléments isoparamétriques associés à un repère local défini, les coordonnées isométriques, et nous utilisons les fonctions de forme pour les hexaèdres et les tétraèdres définies dans FEBio [Maas et al. 2012]. Les artefacts résultant d'une grande déformation en rotation qui se produit dans les mouvements du cou où un moment est généré sont supprimés à l'aide du concept de rigidité déformée [Müller et Gross 2004]. Certaines parties du maillage des muscles sont très proches de la surface de la peau dans notre modèle, en particulier du sternocléidomastoïdien. Lier directement les sommets des objets déformables avec les os conduirait à des artefacts où ces objets se déplaceraient de manière rigide avec les os. Nous abordons ce problème en implémentant le concept de contrainte souple proposé par [Lee et al. 2009]. Les nœuds qui sont les plus proches des os sont sélectionnés puis nous projetons les nœuds à la surface de l'os par la méthode de projection rapide ponctuelle et cette projection est attachée à l'os. Enfin, nous connectons le nœud et sa projection à l'aide d'un ressort élastique qui applique une force de traction sur le nœud lorsque l'os se déplace (voir Figure 8-13 (b)). Pour la simulation du modèle de la peau, nous utilisons l'approche masse-ressort qui est populaire dans les simulateurs temps réel parce qu'elle est simple à mettre en œuvre et répond à nos exigences de performance. La peau est modélisée comme un matériau élastique multicouche avec une relation contrainte-déformation non linéaire basée sur des études en biomécanique [Fratarcangeli 2005]. La couche épidermique est plus rigide que les couches internes de sorte que la rigidité du ressort soit définie pour être modérément résistant aux déformations [Zhang et al. 2004]. Les données géométriques du maillage de la peau servent de base pour construire un réseau de masses-ressorts représentant la couche de l'épiderme. Nous ne modélisons pas de couches internes mais nous utilisons des ressorts comme le médium à travers lequel le mouvement simulé se propage au réseau de masses-ressorts, et entraîne par

conséquent la déformation dynamique de la peau. Nous connectons les nœuds dans la couche épidermique avec les points qui sont attachés soit à l'os soit au muscle anatomiquement le plus proche. Ces points sont automatiquement trouvés à partir de la méthode de projection du point le plus proche. Enfin, des ressorts reliant les sommets de la peau et leurs projections sont ajoutés au réseau (voir Figure 8-13 (c)).

Dans nos expériences, nous utilisons les paramètres des actionneurs musculaires (forces musculaires maximales) et des ressorts croisés (raideurs) de [Stavness et al. 2011]. Nous avons testé plusieurs mouvements de tête tels que la flexion, l'extension, la rotation, la flexion latérale, tous pouvant être couplé avec une ouverture de la bouche (voir Figure 8-13 (d)). Une comparaison avec la technique populaire, à savoir le *linear blend skinning*, a été également effectuée où nous comparons l'animation à une pose donnée en se référant à une photo statique d'un cou humain à la même pose. Notre simulation montre des résultats plus précis et plus naturels. Avec notre approche nous pouvons animer un personnage virtuel réaliste à des fréquences raisonnables (autour de 20 Hz) en activant les actionneurs musculaires et en faisant tourner les articulations cervicales (voir Figure 8-13 (e)).

Nous n'avons pas modélisé tous les muscles superficiels disponibles dans la base de données de l'UHM. La dynamique musculosquelettique n'est donc malheureusement pas assez complète pour se conformer à l'animation réelle du cou tout en garantissant une simulation haute-fidélité. Aussi, dans notre approche, nous lions les sommets aux corps sous-jacents en fonction de l'anatomie que nous avons incorporée, donc moins nous utilisons d'éléments anatomiques, moins les liaisons entre les sommets sont précises.

Publications

- A subject-specific software solution for the modeling and the visualization of muscles deformations. X. Maurice, A. Sandholm, N. Pronost, R. Boulic et D. Thalmann. *The Visual Computer* (25-9), pp. 835-842, septembre 2009
- MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. A. Sandholm, N. Pronost et D. Thalmann. *Proceedings of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009, Lecture Notes in Computer Science (5903)*, décembre 2009
- Correlative joint definition for motion analysis and animation. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *Computer Animation and Social Agent (CASA)*, 2010
- Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, N. Pronost, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. *Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010*, pp. 34-35, mai 2010
- Biomechanical analysis of dancer's hip joint during extreme motions. L. Assassi, A. Sandholm, N. Pronost, P. Volino, D. Thalmann et N. Magnenat-Thalmann. *Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010*, pp. 26-27, mai 2010
- A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 109-119, février 2011
- Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, N. Pronost, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 161-171, février 2011
- Real-Time Musculoskeletal Model for Injury Simulation on 3D Human Characters. F. Laclé et N. Pronost. Poster presented at Motion In Games Conference (MIG), 2012
- A practical framework for generating volumetric meshes of subject-specific soft tissue. P. Peeters et N. Pronost. *The Visual Computer*, 2013
- Physically-based Human Neck Simulation. Z. Luo, N. Pronost et A. Egges. 10th Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation (VRIPHYS), 2013
- A scalable geometrical model for musculotendon units. F. Laclé et N. Pronost. *Computer Animation et Virtual Worlds (CAVW)*, 2015

Bibliographie

- [Allaire et al. 2007] Ellipsoid-constrained robust fitting of quadrics with application to the 3D morphological characterization of articular surfaces. Allaire, S., Jacq, J.-J., Burdin, V., Roux, C. In: *Engineering in Medicine and Biology Society, 2007. EMBS 2007. 29th Annual International Conference of the IEEE*, Aug. 2007, pp. 5087–5090, 2007

- [Ansari et al. 2007] Hyperelastic muscle simulation. Ansari, M., Lee, S., Cho, C. Key Engineering Materials Vols 345-346, 1241–1244, 2007
- [Assassi et al. 2007] Volumetric meshes based on medial representation for medical applications. Assassi L, Guillard G, Gilles B, Magnenat-Thalmann N. In: Proc. CAOS, pp 259–262, 2007
- [Assassi et al. 2010] Biomechanical analysis of dancer’s hip joint during extreme motions. L. Assassi, A. Sandholm, N. Pronost, P. Volino, D. Thalmann et N. Magnenat-Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 26-27, mai 2010
- [Bergmann et al. 2001] Hip contact forces and gait patterns from routine activities. Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohmann, A., Strauss, J., Duda, G.N. J. Biomech. 34(7), 859–871, 2001
- [Buchler et al. 2002] A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. Buchler, P., Ramaniraka, N., Rakotomanana, L., Iannotti, J., Farron, A. Clinical Biomechanics 17, 630–639, 2002
- [CARVE] Carve, constructive solid geometry library. <http://code.google.com/p/carve>
- [Cappozzo et al. 1995] A. Cappozzo, F. Catani, U. Della Croce, et A. Leardini. Position and orientation in space of bones during movement: anatomical frame definition and determination. Clinical Biomechanics, 10(4):171 – 178, 1995
- [CGAL] CGAL, Computational Geometry Algorithms Library. <http://www.cgal.org>
- [Code-Aster] Code-Aster Platform : <http://www.code-aster.org/>
- [Cook 1994] Finite element modeling for stress analysis. Cook R. D. John Wiley & Sons, Inc., 1994
- [Chegini et al. 2008] The effects of impingement and dysplasia on stress distributions in the hip joint during sitting and walking: A finite element analysis. Chegini S, Beck M, Ferguson S. J Orthop Res 27(2):195–201, 2008
- [Crisfield 1997] Non-Linear Finite Element Analysis of Solids and Structures. Crisfield, M. Volume 1-2, 1997
- [Damsgaard et al. 2006] Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M. Simul. Model. Pract. Theory 14(8), 1100–1111, 2006
- [Delp et al. 1990] An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. S.L. Delp, J.P. Loan, M.G. Hoy, F.E. Zajac, E.L. Topp, et J.M. Rosen. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(8):757–767, 1990
- [Delp et al. 2007] Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G. IEEE Trans. Biomed. Eng. 54(11), 1940–1950, 2007
- [Fratarcangeli 2005] Physically based synthesis of animatable face models. Fratarcangeli M. In VRIPHYS, pp. 32–39, 2005
- [Jung et al. 2004] Self-intersection removal in triangular mesh offsetting. W. Jung, H. Shin, and B.K. Choi. Computer-Aided Design and Applications, 1(1-4):477–484, 2004
- [Kurosawa et al. 1985] Geometry and motion of the knee for implant and orthotic design. Kurosawa, H., Walker, P.S., Abe, S., Garg, A., Hunter, T. J. Biomech. 18(7), 487–491, 493–499, 1985
- [Laclé et Pronost 2012] Real-Time Musculoskeletal Model for Injury Simulation on 3D Human Characters. F. Laclé et N. Pronost. Poster presented at Motion In Games Conference (MIG), 2012
- [Laclé et Pronost 2015] A scalable geometrical model for musculotendon units. F. Laclé et N. Pronost. Computer Animation et Virtual Worlds (CAVW), 2015

- [Lawrence and Tits 1996] Nonlinear equality constraints in feasible sequential quadratic programming. C.T. Lawrence and A.L. Tits. *Optimization Methods and Software*, 6:265–282, 1996.
- [Lee 2008] Biomechanical modeling and control of the human body for computer animation. Lee S.H. PhD thesis, University of California at Los Angeles, 2008
- [Lee et Terzopoulos 2006] Heads up!: biomechanical modeling and neuromuscular control of the neck. Lee S.-H., Terzopoulos D. *ACM Trans. Graph.* 25, 3, 1188–1198, 2006
- [Lee et Terzopoulos 2008] Spline joints for multibody dynamics. S.H. Lee and D. Terzopoulos. *ACM Trans. Graph.*, 27(3):1–8, 2008
- [Lee et al. 2009] Comprehensive biomechanical modeling and simulation of the upper body. Lee S.-H., Sifakis E., Terzopoulos D. *ACM Trans. Graph.* 28, 4, 99:1–99:17, 2009
- [Luo et al. 2013] Physically-based Human Neck Simulation. Z. Luo, N. Pronost et A. Egges. 10th Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation (VRIPHYS), 2013
- [Maas et al. 2012] FEBio: finite elements for biomechanics. Maas S. A., Ellis B. J., Ateshian G. A., Weiss J. A. *Journal of biomechanical engineering* 134, 1, 2012
- [Macosko 1994] Rheology: principles, measurements, and applications. Macosko, C. VCH Publishers, New York, 1994
- [Maurice et al. 2009] A subject-specific software solution for the modeling and the visualization of muscles deformations. X. Maurice, A. Sandholm, N. Pronost, R. Boulic et D. Thalmann. *The Visual Computer* (25-9), pp. 835-842, septembre 2009
- [Mow et al. 2000] Biomechanics. Mow, V., Flatow, E., Ateshian, G. In: J.A. Buckwalter, T.A. Einhorn and S.R. Simon (Editors), *Orthopaedic Basic Science : Biology and Biomechanics of the Musculoskeletal System* (second ed.), American Academy of Orthopaedic Surgeons, pp. 133–181, 2000
- [Müller et Gross 2004] Interactive virtual materials. In *Proceedings of Graphics Interface 2004, GI'04*, pp. 239–246, 2004
- [Park et al. 2004] Mechanical response of bovine articular cartilage under dynamic unconfined compression loading at physiological stress levels. Park S, Hung C, Ateshian G. *J Osteoarthritis Cartilage* 12:65–73, 2004
- [Peeters et Pronost 2013] A practical framework for generating volumetric meshes of subject-specific soft tissue. P. Peeters et N. Pronost. *The Visual Computer*, 2013
- [Pronost et al. 2010] Correlative joint definition for motion analysis and animation. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *Computer Animation and Social Agent (CASA)*, 2010
- [Pronost et al. 2011] A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 109-119, février 2011
- [Russell et al. 2006] Cartilage contact pressure elevations in dysplastic hips: a chronic overload model. Russell M, Shivanna K, Grosland N, Pedersen D. *J Orthop Surg* 1(6):169–177, 2006
- [Sandholm et al. 2009] MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. A. Sandholm, N. Pronost et D. Thalmann. *Proceedings of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009, Lecture Notes in Computer Science* (5903), décembre 2009
- [Sandholm et al. 2011] Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, N. Pronost, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 161-171, février 2011
- [Schmid et Magnenat-Thalmann 2008] MRI bone segmentation using deformable models and shape priors. Schmid J, Magnenat-Thalmann N. In: *Proc. MICCAI, Springer-Verlag*, vol 5241, pp 119–126, 2008

- [Schwartz et al. 2010] Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, N. Pronost, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 34-35, mai 2010
- [Shao and Ng-Thow-Hing 2003] A generic joint component framework for realistic articulation in human characters. W. Shao et V. Ng-Thow-Hing. In *ACM Symposium on Interactive 3-D Graphics*, pages 11–18, 2003
- [Si 2006] Tetgen: A quality tetrahedral mesh generator and three-dimensional delaunay triangulator. Si H. Weierstrass Institute for Applied Analysis and Stochastic, Berlin, Germany, 2006
- [Snoswell 2015] Snoswell Design. The Ultimate Human Model Data set (UHM), <http://www.turbosquid.com/search/artists/snoswell-design>, accessed on July 2015
- [Stavness et al. 2011] Coupled hard–soft tissue simulation with contact and constraints applied to jaw–tongue–hyoid dynamics. Stavness I., Lloyd J. E., Payan Y., Fels S. *International Journal for Numerical Methods in Biomedical Engineering* 27, 3, 367–390, 2011
- [Taubin 1995] Curve and surface smoothing without shrinkage. G. Taubin. In *Fifth International Conference on Computer Vision*, pages 852–857, 1995
- [Thalmann et al. 1996] Fast realistic human body deformations for animation and VR applications. D. Thalmann, J. Shen, and E. Chauvineau. In *Computer Graphics International, 1996. Proceedings*, pages 166–174. IEEE, 1996.
- [Thelen et Anderson 2006] Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data. Thelen, D.G., Anderson, F.C. *J. Biomech.* 39(6), 1107–1115, 2006
- [Yamaguchi et Zajac 1989] A planar model of the knee joint to characterize the knee extensor mechanism. G.T. Yamaguchi et F.E. Zajac. *Journal of Biomechanics*, 22(1):1 – 10, 1989
- [Walker et al. 1988] The effects of knee brace hinge design and placement on joint mechanics. Walker, P.S., Rovick, J.S., Robertson, D.D. *J. Biomech.* 21(11), 965–967, 969–974, 1988
- [Winters 1990] Hill-based muscle models: A systems engineering perspective. Winters, J. Jack M. Winters and Savio LY. Woo, editors, *Multiple muscle systems: Biomechanics and movement organization*, chapter 5, pages 69-93, Springer-Verlag, 1990
- [Zhang et al. 2004] A new physical model with multilayer architecture for facial expression animation using dynamic adaptive mesh. Zhang Y., Prakash E. C., Sung E. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 10, 3 (May 2004), 339–352, 2004

Chapitre 9. Traitement et visualisation de données de simulations neuromusculaires

Le domaine des simulations neuromusculaires est utilisé pour comprendre la dynamique sous-jacente du mouvement des êtres vivants, depuis la recherche sur la locomotion, le traitement de patients ayant des troubles de la marche, la formation du corps médical et le développement de l'ergonomie. Au cours des dernières années, plusieurs plates-formes ont été développées dans cette direction, que ça soit des outils commerciaux (AnyBody [Damsgaard et al. 2006]), des logiciels open source (OpenSim [Delp et al. 2007]) ou des solutions internes qui ne sont pas forcément accessibles au public. Les avancées réalisées sur les modèles et les outils de simulation ont donné aux chercheurs et aux médecins des outils meilleurs et plus puissants pour créer des simulations avancées et même exécuter différentes configurations de simulation ou pour évaluer différents résultats de simulation avant que le traitement physique ait même commencé. Il existe également des systèmes de capture de mouvement et de plateforme de force qui produisent et présentent des données très diverses, certaines compatibles avec seulement quelques outils ou des outils spécifiques. Cela donne aux chercheurs une grande liberté pour réaliser des expériences et des simulations dans leur propre environnement mais semble parfois très problématique pour changer de configuration ou bien partager ou comparer des données avec d'autres groupes ou laboratoires.

Je me suis donc intéressé au développement d'outils d'aide à la gestion de simulations neuromusculaires, que ça soit en amont de la simulation pour traiter les données capturées ou bien en aval au moment de l'interprétation des résultats via leur visualisation.

9.1 Traitement de données capturées

Pour répondre à cette demande d'outils de gestion et de configuration de simulations, nous avons présenté dans [Sandholm et al. 2009] une boîte à outils Matlab nommée *MotionLab*. Cette boîte à outils prend en charge la plateforme open source OpenSim [Delp et al. 2007] mais elle peut également être facilement étendue pour prendre en charge des formats de d'autres plateformes. La boîte à outils peut être configurée pour n'importe quelle expérimentation avec des changements minimes à l'environnement de simulation. La boîte à outils fournit des fonctionnalités de pré-simulation telles que du filtrage, des évaluations de marqueurs et des calculs de nouvelles configurations de marqueurs. Une simulation est ensuite effectuée dont les résultats peuvent être relus et plusieurs fonctionnalités post-simulation sont alors disponibles pour évaluer la simulation.

La conception de notre boîte à outils a été faite de manière à ce que, avec un minimum de temps de configuration, les données d'une capture de mouvement peuvent être utilisées dans une simulation OpenSim. La boîte à outils peut également être utilisée pour générer les fichiers requis qui peuvent ensuite être chargés dans l'interface graphique d'OpenSim. Les principales fonctionnalités de notre boîte à outils sont i) la lecture des données de capture de mouvement à partir de fichiers C3D, ii) le calcul des forces de réaction au sol, iii) convertir les données de capture de mouvement dans le système de coordonnées du modèle, iv) appliquer une réduction du bruit des données de simulation, v) traiter les données EMG et afficher les résultats de simulation.

Avant de pouvoir utiliser la boîte à outils, les trajectoires des marqueurs anatomiques doivent être étiquetées et exportées dans un fichier C3D. Un fichier de configuration doit ensuite être édité indiquant les paramètres pour chaque session de capture de mouvement (pour chaque fichier C3D), tel que le jeu de marqueurs utilisés, le nombre de plateformes de force utilisées, les transformations entre les différents systèmes de coordonnées (par exemple pour indiquer si l'axe y est positif vers le haut ou vers le bas) et quels canaux analogiques sont utilisés (plateformes de force, EMG). Un problème majeur avec les systèmes de capture est que tous les signaux contiennent une forme de bruit. Il est donc important d'effectuer un lissage pour le réduire, afin que la cinématique inverse puisse être la plus correcte possible. Le problème est de déterminer la magnitude correcte du lissage à effectuer. Pas assez et la cinématique inverse contiendra également du bruit, et trop de lissage et des translations ou des rotations significatives seront supprimées. Il est donc nécessaire d'analyser les données avant afin que le bon lissage soit effectué. Nous avons implémenté pour cela deux techniques de lissage. Dans la première nous effectuons un filtre passe-bas. Ce type de filtre est un moyen très robuste de lisser les données

de capture de mouvement mais il reste difficile de choisir la fréquence de coupure qui supprime le bruit tout en préservant le mouvement souhaité. La deuxième technique repose sur le lissage de Kalman (différent du plus connu filtre de Kalman) [Kalman 1996, De Groote et al. 2008] qui est un filtre récursif basé sur un système dynamique linéaire. Notre fonction réalisant ce lissage nécessite trois paramètres : les données de capture de mouvement, le rapport de bruit expérimental et l'ordre du filtre. L'inconvénient est que le lissage de Kalman est moins robuste et demande plus de temps de calcul. Dans la Figure 9-1 (a), les différences entre les données non filtrées d'un marqueur de la jambe, son lissage de Kalman (rapport de bruit expérimental de 1/1000 et ordre 3) et son filtrage passe-bas (fréquence de coupure de 6Hz) sont données. Le filtre passe-bas et le lissage de Kalman lisent les données, mais là où le filtre passe-bas atténue les petits changements dans la cinématique, le lissage de Kalman peut les conserver.

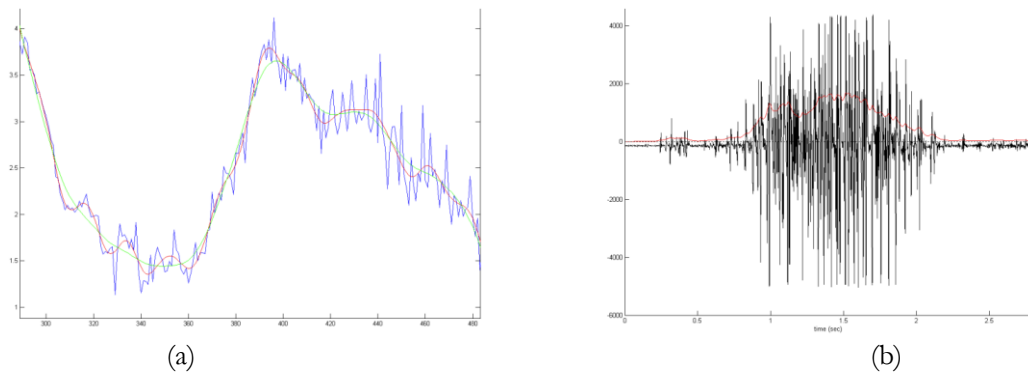


Figure 9-1 : (a) Lissage des données brutes de mouvement (bleu) avec lissage de Kalman (rouge) et filtre passe-bas (vert). (b) Traitement des signaux EMG (noir) après filtre passe-haut, rectification et filtre passe-bas (rouge).

Les outils de simulation d'OpenSim utilisent les forces de réaction au sol qui sont capturées avec la session de capture de mouvement. Un problème est que la plupart des logiciels de capture de mouvement commerciaux ne sont pas capables de traiter les données de la plateforme de force, et à la place, ils enregistrent le signal brut dans le fichier C3D, dans le système de coordonnées de la plateforme. Il faut donc calculer le centre de pression (CoP) avec la force et le moment dans le système de coordonnées de capture de mouvement. Pour pouvoir calculer le centre de pression, notre boîte à outils nécessite les coordonnées exactes de chaque plateforme de force stockées dans le fichier C3D, ordonnées en commençant par le coin supérieur gauche, puis en suivant le sens des aiguilles d'une montre. Nous calculons alors le CoP et la force de réaction en passant par le moment autour de l'origine.

L'utilisation des données issues d'EMG peut être un outil puissant, mais le signal dans sa forme brute nécessite quelques prétraitements avant d'être utilisé en dynamique inverse ou pour valider des résultats de simulation. Nous prenons en charge plusieurs filtres, tels que le filtre passe-haut, passe-bas, Kalman et passe-bande. La boîte à outils peut également normaliser et rectifier un signal EMG (voir Figure 9-1 (b)).

Après l'extraction des données de mouvement, de force et d'EMG, la boîte à outils peut générer les fichiers nécessaires à l'exécution des différentes phases de simulation dans OpenSim. La première phase consiste toujours à effectuer une mise à l'échelle du modèle générique au sujet étudié. Elle est suivie de manière identique à l'exécution de la cinématique inverse (IK), de la réduction des forces résiduelles (RRA), de la simulation neuromusculaire (CMC) et de la dynamique directe (FD). Chaque phase vérifie que les conditions préalables sont remplies, par exemple qu'un modèle à l'échelle existe pour l'outil IK et que l'IK a été exécutée avant l'exécution de l'outil RRA etc. Si une phase rencontre une erreur, l'exécution de la boîte à outils s'arrête et une erreur explicite est affichée. Une fois que toutes les étapes souhaitées ont été exécutées via les commandes OpenSim, la boîte à outils reprend la main et extrait les résultats de la simulation.

Pour donner un exemple d'utilisation de la boîte à outils, nous avons capturé et simulé différents mouvements d'accroupissement pour plusieurs sujets. Les captures de mouvement ont été réalisées à l'aide d'un système de capture à caméras infrarouges. Deux plateformes de force ont été disposées afin que le sujet étudié puisse placer un pied sur chaque plateforme. Un mouvement statique de référence a été capturé où le sujet se tenait debout sans effectuer aucun mouvement. Le sujet a ensuite été invité à effectuer un mouvement

d'accroupissement à partir d'une position debout sans lever les talons. Le logiciel commercial associé au système de capture a été ensuite utilisé pour supprimer les marqueurs fantômes, pour étiqueter chaque marqueur et exporter les mouvements au format C3D. Le fichier de configuration de la boîte à outils a ensuite été édité. La première fonctionnalité à effectuer consiste à extraire les informations de la pose statique et à enregistrer les données. Chacune des étapes s'effectue par un appel de fonction dans la boîte à outils. Si aucune erreur ne s'est produite, toutes les informations nécessaires ont été extraites du fichier C3D et enregistrées au format OpenSim, et nous pouvons exécuter la mise à l'échelle qui générera le modèle spécifique au sujet. Lorsqu'un modèle à l'échelle a été généré, il est maintenant possible d'extraire la cinématique du mouvement à travers quelques fonctions exécutant les différentes phases mentionnées précédemment (lissages des trajectoires des marqueurs, cinématique inverse). Ensuite la force de réaction au sol est extraite du C3D et on calcule le centre de pression. Les phases suivantes seront exécutées en fonction des objectifs à atteindre, ici nous réalisons la simulation neuromusculaire (outils RRA et CMC). Les résultats de la simulation peuvent être chargés et visualisés dans OpenSim (voir Figure 9-2 (a)). Ils sont aussi récupérés dans notre boîte à outils et nous pouvons réaliser l'affichage de n'importe quelles valeurs sauvegardées. Par exemple, la Figure 9-2 (b) montre l'activation musculaire après CMC et les données d'EMG traitées pour le muscle *vastus medialis*.

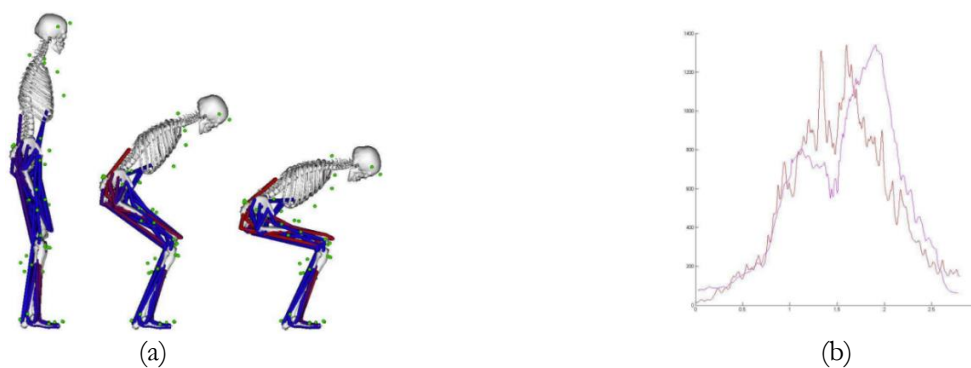


Figure 9-2 : (a) Visualisation des activations musculaires pendant un mouvement d'accroupissement (du bleu : au repos, au rouge : active). (b) Signal EMG filtré (rouge) et activation musculaire calculée (violet) pour le muscle *vastus medialis*.

Notre boîte à outils peut donc être configurée pour une session de capture de mouvement avec un minimum de modifications. Elle est entièrement interconnectée avec la plateforme de simulation neuromusculaire OpenSim et ses formats de données. Nous pensons que ce type de contribution peut servir pour aider à la gestion de simulations en particulier lorsqu'elles sont nombreuses (*batching*). Des améliorations techniques sont possibles en intégrant d'autres algorithmes de lissage et de filtrage, et le principe général d'analyse de résultats de simulation peut être étendu à d'autres types de visualisation ou d'interconnexion avec d'autres plateformes de simulation comme AnyBody ou Simm.

9.2 Visualisation de résultats de simulations

Suite à ces constatations sur l'utilité d'outils d'aide à l'exécution de simulations, nous avons décidé de travailler sur la visualisation de simulations afin d'améliorer l'interprétation de leurs résultats. En effet, la visualisation de simulations biomécaniques et neuromusculaires est un problème complexe, d'autant plus qu'elle implique de nombreux types de données différents et en grande quantité. L'utilisation croissante des modèles neuromusculaires montre la nécessité d'explorer et d'étudier les possibilités d'améliorer la visualisation de ces simulations. Un premier défi est d'être capable de mettre en évidence les relations spatiales qui sont présentes. L'analyse de mouvement vise à produire des données simulées, mais des composants spatiaux sont nécessaires afin de les mettre en relation dans le contexte spatio-temporel. Un deuxième défi réside dans le fait que les simulations contiennent plusieurs étapes très différentes, chacune utilisant et produisant ses propres données. Des informations aussi polyvalentes sont impossibles à explorer d'une seule manière spécifique. Créer des représentations visuelles de résultats simulés qui doivent supporter des conclusions cliniquement pertinentes est également difficile. La méthode la plus courante pour représenter une donnée dépendante du temps est le tracé 2D, qui ne peut représenter qu'un paramètre à la fois, même si les données sont souvent corrélées dans

trois dimensions ou plus. Pour des questions de recherche complexes cela peut entraîner un grand nombre de graphes à visualiser et à interpréter. Par exemple, l'estimation du contrôle musculaire, qui est souvent la dernière étape d'une simulation neuromusculaire, peut faire intervenir plusieurs centaines d'éléments. De plus, chaque élément peut contenir plus que un type d'information à analyser (activation, force, longueur de fibre, etc.) et chacun d'eux peut être pertinent pour l'évaluation de la simulation. Nous croyons que les graphes sont dans de tels cas uniquement utilisables lorsque les valeurs numériques exactes sont nécessaires, ce qui n'est pas toujours le cas lors du processus d'évaluation où des représentations alternatives peuvent être tout autant ou plus informatives.

Dans [Pronost et al. 2010] et [Pronost et al. 2011], nous présentons une solution logicielle pour explorer et analyser des données issues de simulations neuromusculaires. Ces données décrivent des informations relatives aux différentes étapes d'une analyse de mouvement. Notre approche permet de définir des relations entre les données numériques et des objets 2D ou 3D qui sont ensuite visualisés.

Nous pouvons présenter notre solution logicielle à travers des données capturées typiques. Des IRM des membres inférieurs ont d'abord été réalisées sur plusieurs sujets. En collaboration avec les radiologues, des protocoles d'imagerie des tissus mous et osseux ont d'abord été définies (1.5T Philips Medical Systems, axial 2D T1 Turbo Spin Echo, TR/TE = 578/18 ms, FOV/FA = 40 cm/90°, matrice/résolution = 512 × 512/0.78 × 0.78 mm, épaisseur 2 mm). Ces images ont été enregistrées et segmentées [Schmid et Magnenat-Thalmann 2008] pour produire un modèle musculosquelettique des sujets. Puis, des mouvements debout, de marche et d'accroupissement ont été acquis en utilisant huit caméras IR ProReflex Qualisys (200 Hz) synchronisées avec deux plateformes de force AMTI (2000 Hz) et huit capteurs Noraxon EMG (2000 Hz). La plateforme de simulation OpenSim [Delp et al. 2007] a été utilisée comme solution de simulation neuromusculaire pour analyser les mouvements. La boîte à outils *MotionLab* [Sandholm et al. 2009] présentée précédemment a été utilisée pour prétraiter les données ainsi que pour exécuter chaque étape des simulations neuromusculaires. La plateforme FEBio [Maas et al. 2012] a été utilisée pour créer des simulations de déformations musculaires en utilisant les données segmentées spécifiques au sujet et des captures de mouvement. Toutes ces données constituent les sources pour les visualisations présentées.

Notre solution logicielle utilise des techniques de visualisations connues car notre travail porte principalement sur la façon de les utiliser pour permettre l'exploration et l'analyse de simulations neuromusculaires directement embarquées dans une plateforme de simulation (ici OpenSim). Les visualisations 2D, du type graphe, sont efficaces pour l'analyse de données multidimensionnelles, notamment pour identifier des tendances dans le temps. C'est pourquoi nous avons intégré notre solution dans une plateforme de simulation existante qui possède déjà ces fonctionnalités de visualisation 2D. Les techniques de visualisation 2D et 3D ajoutées sont intéressantes car elles apportent une vision qui compense pour les limitations des fonctionnalités existantes. L'analyse de tendances uniquement à l'aide d'outils de visualisation 3D impose une charge cognitive élevée sur l'utilisateur car l'analyse nécessite souvent des comparaisons entre plusieurs données que l'utilisateur doit garder en mémoire [Robertson et al. 2008]. D'un autre côté, lors de l'analyse du mouvement à l'aide de visualisations 2D uniquement, les représentations des données ne fournissent pas forcément le contexte nécessaire à l'utilisateur pour comprendre la structure 3D de l'objet étudié ou de son déplacement dans l'espace. Nous pensons que l'analyse de simulations neuromusculaires peut bénéficier d'une telle complémentarité 2D/3D. La fonction principale de notre approche est de créer des relations entre les données des simulations neuromusculaires et des représentations visuelles. Ces relations sont définies par une description externe modifiable et initialement lue par notre solution logicielle. Chaque visualisation a son propre ensemble de paramètres. Les utilisateurs n'ont qu'à éditer le fichier de description.

Notre solution logicielle fournit actuellement sept fonctionnalités. Chaque fonctionnalité a des applications pratiques dans le domaine de l'analyse de simulation neuromusculaire. Elles sont rapidement présentées ci-dessous.

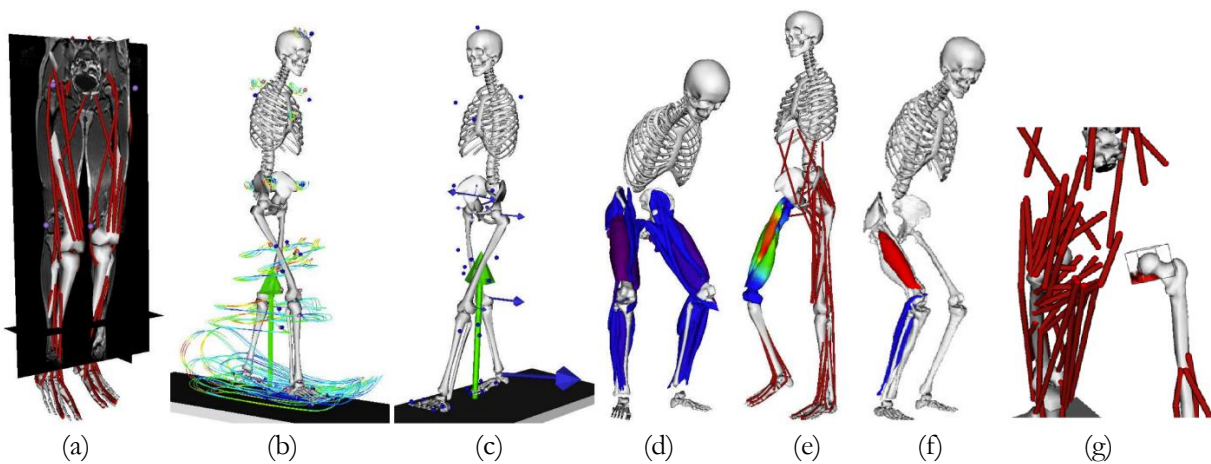


Figure 9-3 : Les sept fonctionnalités de visualisation : (a) l'imagerie IRM, (b) la cinématique inverse, (c) la dynamique inverse, (d) les activations musculaires, (e) les simulations par éléments finis, (f) les signaux EMG, et (g) l'étude de sensibilité.

a – Imagerie IRM. L'une des premières étapes des simulations neuromusculaires consiste à mettre à l'échelle un modèle générique. Cette mise à l'échelle nécessite de localiser des repères anatomiques sur le sujet. L'incertitude de ces localisations ajoutée aux propriétés anatomiques spécifiques à un sujet impliquent des erreurs de modélisation qu'il est impossible de réduire sans plus d'informations sur le sujet. Pour pallier ce problème la visualisation d'images par résonance magnétique (IRM) peut être utilisée. Nous proposons de visualiser et de manipuler des IRM dans la vue 3D d'un modèle (voir Figure 9-3 (a)). Trois plans de coupe orthogonaux sont créés à partir de données DICOM et l'utilisateur peut les déplacer de manière interactive à l'intérieur du volume de l'image. Les paramètres des images (*window / level*) peuvent également être ajustés interactivement. Pour aligner la posture du modèle neuromusculaire et la posture du sujet lors de l'acquisition des images, un jeu de marqueurs décrivant des repères anatomiques dans le volume IRM est utilisé. Un processus de cinématique inverse est ensuite exécuté pour aligner la posture du modèle virtuel aux IRM.

b – Cinématique inverse. Après la mise à l'échelle, l'étape suivante consiste généralement à suivre la cinématique d'un mouvement capturé où les degrés de liberté du modèle sont calculés afin de minimiser les distances pondérées entre les marqueurs virtuels attachés aux modèles et les marqueurs expérimentaux capturés. Les erreurs de suivi qui résultent de ce procédé sont souvent critiques dans l'évaluation d'une simulation [Della Croce et al. 1999]. Nous proposons de calculer ces erreurs de suivi pour chaque marqueur et les visualiser à l'aide de courbes 3D (voir Figure 9-3 (b)). Les courbes indiquent les trajectoires que suivent les marqueurs virtuels dans l'espace et leur couleur représente l'erreur avec les marqueurs expérimentaux. L'utilisateur peut manipuler interactivement le nombre de segments que contiennent les courbes, de 1 (erreur moyenne sur l'ensemble du mouvement) au nombre de frame capturées (produisant une couleur par frame). L'utilisateur peut également choisir d'afficher l'erreur locale pour chaque marqueur spécifique et alors chaque courbe (c'est-à-dire chaque marqueur) aura ses propres valeurs minimales et maximales.

c – Dynamique inverse. Le principe de la dynamique inverse consiste à résoudre la deuxième loi fondamentale du mouvement en fonction des forces externes appliquées sur le corps humain, ainsi que la masse, l'inertie et l'accélération angulaire des parties du corps. Visualiser des forces et des moments sur des graphes peut s'avérer fastidieux lorsqu'un utilisateur veut en même temps se repérer dans le mouvement et lorsque le nombre de données est important. Nous proposons de visualiser les moments directement dans la vue du modèle par des flèches 3D (voir Figure 9-3 (c)). La direction d'une flèche est le long de l'axe de rotation du degré de liberté correspondant et sa longueur représente la magnitude du moment. Son origine est située au centre de l'articulation correspondante. Un facteur d'échelle défini par l'utilisateur indique le rapport entre la taille des flèches (en mètre) et la magnitude du moment (en N.m).

d – Activations musculaires. L'étape la plus utile d'une simulation neuromusculaire est le calcul des activations musculaires. Un modèle complet du corps humain peut intégrer plusieurs centaines de muscles qui peuvent se composer eux-mêmes de plusieurs lignes d'action. OpenSim, comme d'autres plateformes, permettent la visualisation des activations sur des représentations des lignes d'action (souvent des cylindres ou capsules). Mais comme les données sont liées aux muscles, une meilleure façon serait de visualiser les résultats sur des géométries musculaires. Nous proposons d'afficher des forces ou activations musculaires sur des modèles

surfaciques 3D en utilisant les propriétés de couleur et d'opacité (voir Figure 9-3 (d)). Ces géométries peuvent par exemple être générées à partir de données segmentées issues d'IRM ou de modèles géométriques génériques mis à l'échelle. Les associations entre les géométries musculaires et les activations ou forces correspondantes sont décrites dans le fichier de configuration de notre solution logicielle. Plusieurs lignes d'action peuvent être affectées à plusieurs géométries. Lorsque plusieurs géométries sont spécifiées, leurs propriétés de visualisation sont dupliquées. Lorsque plusieurs lignes d'action sont spécifiées, l'utilisateur peut définir des poids entre elles. La couleur ou l'opacité peut alors être utilisée pour visualiser l'activation ou la force de chaque muscle. La palette de couleur peut également être modifiée par l'utilisateur.

e – Simulation par éléments finis. Les simulations neuromusculaires représentent généralement des articulations et les tissus mous en tant qu'éléments cinématiques ou élastiques simples pour une question d'efficacité des calculs. Ces représentations ne sont pas adaptées à des études impliquant par exemple des lésions ligamentaires ou de l'arthrose où la charge tissulaire locale doit être prédite. Pour ceci des simulations par la méthode des éléments finis peuvent être utilisées mais souvent elles ne représentent pas les effets de la dynamique du corps dans son entier ou bien n'implique pas le contrôle neuromusculaire. Nous proposons de visualiser des résultats de simulation par éléments finis directement à l'intérieur de la plateforme de simulation neuromusculaire. Par exemple, pour les utilisateurs exécutant une optimisation statique ou un contrôle musculaire pour estimer les forces musculaires et les utiliser comme entrées pour les simulations par éléments finis, cette fonctionnalité fournit un retour visuel commun de leurs deux simulations. Nous pouvons importer les descriptions 3D de la géométrie des objets simulés au cours du temps et nous affichons les géométries et colorons les cellules selon les déformations (voir Figure 9-3 (e)).

f – Signaux EMG. L'électromyographie (EMG) est une méthode d'enregistrement de l'activité musculaire. Elle détecte le potentiel électrique généré par les cellules musculaires lorsque celles-ci sont activées ou au repos. Dans les simulations neuromusculaires, les signaux EMG peuvent être utilisés soit pour piloter une simulation (assez rare de par la nature bruitée et croisée des signaux) soit comme données de validation des excitations musculaires simulées. L'EMG est l'une des rares méthodes qui offrent une vision sur l'activité musculaire et donc la production de force musculaire pendant un mouvement. Nous commençons par traiter le signal en enregistrant la valeur maximale produite par chaque EMG durant un mouvement de contraction volontaire maximale. Cette valeur est ensuite utilisée pour normaliser les signaux. Ils sont ensuite rectifiés (correction du décalage moyen puis passage en valeur absolue), filtrés (passe-bas à une fréquence définie par l'utilisateur) et rééchantillonnés (à un pas de temps défini par l'utilisateur). La comparaison avec l'activation musculaire simulée est finalement réalisée. Nous avons ensuite plusieurs modes de visualisation du résultat, nous affichons soit la comparaison directe de la valeur traitée de chaque EMG avec sa ou ses lignes d'action correspondantes, soit la comparaison de la première dérivée des valeurs, soit la comparaison du signe de la dérivée première des valeurs (voir Figure 9-3 (f)), soit le passage d'un seuil défini entre les valeurs. Ces modes renvoient une valeur utilisée pour mettre en correspondance les couleurs sur des lignes d'action ou des maillages où les palettes de couleur et les relations entre les signaux et les géométries sont définies comme pour les simulations par éléments finis.

g – Etude de sensibilité. Un modèle neuromusculaire idéal devrait utiliser des paramètres cinématiques et musculaires spécifiques à un sujet afin d'estimer précisément les postures et les forces musculaires. Cependant, parce que les propriétés spécifiques à un sujet sont difficiles à obtenir et que le développement de nouvelles simulations prend du temps, des paramètres génériques (mis à l'échelle), sont utilisés dans la plupart des simulations même lorsque les sujets souffrent de troubles musculosquelettiques. En conséquence, il est nécessaire d'évaluer l'influence de l'utilisation de paramètres génériques sur des modèles neuromusculaires. Chercheurs et cliniciens développent ainsi des études de sensibilité afin d'introduire des perturbations dans les modèles. Par exemple, la localisation précise du centre de l'articulation de la hanche spécifique à un sujet est difficile car il est loin de repères osseux palpables. Des erreurs dans la localisation de ce centre peuvent conduire à des imprécisions substantielles dans les calculs de la cinématique de la hanche et des moments [Stagni et al. 2000] et des bras de levier des muscles qui traversent la hanche [Delp et al. 1993]. La dernière fonctionnalité de notre solution logicielle est spécialement conçue pour visualiser les résultats d'études de sensibilité. Nous réalisons pour cela un rendu volumique qui permet d'afficher des informations quantitatives selon un schéma tridimensionnel issu de variations de la simulation (par exemple du modèle ou de la méthode de calcul). Nous chargeons d'abord l'ensemble des simulations de l'étude et les stockons en fonction de leurs emplacements dans un volume 3D. Différentes options sont ensuite disponibles, comme la définition des

données manquantes, la taille des voxels ou encore la palette de couleurs. Ensuite, la solution logicielle affiche le volume 3D dans la vue du modèle en utilisant une méthode de lancer de rayons qui additionne les valeurs de un (ou plus) paramètre (voir Figure 9-3 (g)).

La solution logicielle est disponible publiquement et a été publiée en mai 2010, sous forme d'un plug-in gratuit pour OpenSim. Il a été téléchargé plus de 2200 fois. Les retours ont été positifs et les fonctionnalités de visualisation de résultats de cinématique inverse et d'activation musculaires ont été les plus appréciées. La solution logicielle a travaillé très tôt avec le concept de fonctionnalités indépendantes (décrivant ce que les utilisateurs veulent visualiser) et d'acteurs (décrivant comment les utilisateurs veulent effectuer la visualisation). D'autres fonctionnalités et acteurs peuvent bien sûr être développés en fonction des besoins des chercheurs en biomécanique et des cliniciens. Le rendu vidéo et les visualisations de simulations multi-échelles en sont deux exemples. La solution a été conçue pour permettre une extension aisée de ses fonctionnalités. Des fabriques de classes sont en effet disponibles pour les créer facilement.

Publications

- MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. A. Sandholm, N. Pronost et D. Thalmann. Proceedings of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009, Lecture Notes in Computer Science (5903), décembre 2009
- A Visualization Tool for OpenSim. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 8-9, mai 2010
- A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. The Visual Computer (27-2), pp. 109-119, février 2011

Logiciel

- A Visualization Tool for OpenSim : <https://simtk.org/projects/visutoolopensim>

Bibliographie

- [Damsgaard et al. 2006] Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system. Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S.T., Surma, E., de Zee, M. Simul. Model. Pract. Theory 14(8), 1100–1111, 2006
- [De Groote et al. 2008] Kalman smoothing improves the estimation of joint kinematics and kinetics in marker-based human gait analysis, De Groote F., De Laet T., Jonkers I. and De Schutter J, Journal of Biomechanics, 41 (16), 3390–3398, 2008
- [Delp et al. 1993] Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles. Delp, S.L., Maloney, W. J. Biomech. 26(4–5), 485–499, 1993
- [Delp et al. 2007] Opensim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G. IEEE Trans. Biomed. Eng. 54(11), 1940–1950, 2007
- [Della Croce et al. 1999] Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. Della Croce, U., Cappozzo, A., Kerrigan, D.C. Med. Biolog. Eng. Comput. 37(2), 155–161, 1999
- [Holzbaur et al. 2005] A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. K. Holzbaur, V. Murray, S. Delp. Annals of Biomedical Engineering, 33 (6), 829-869, 2005
- [Kalman 1996] A New Approach to Linear Filtering and Prediction Problems. R. E. Kalman. Transactions of the ASME–Journal of Basic Engineering, 82, 35–45, 1966
- [Klein Horsman et al. 2007] Morphological muscle and joint parameters for musculoskeletal modelling of the lower extremity, M.D. Klein Horsman, H.F.J.M. Koopman, F.C.T. van der Helm, L. Poliacu Prose and H.E.J. Veeger. Clinical Biomechanics, 22 (2), 239–247, 2007

- [Maas et al. 2012] FEBio: finite elements for biomechanics. Maas S. A., Ellis B. J., Atheshian G. A., Weiss J. A. *Journal of biomechanical engineering* 134, 1, 2012
- [Pronost et al. 2010] A Visualization Tool for OpenSim. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010*, pp. 8-9, 2010
- [Pronost et al. 2011] A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations. N. Pronost, A. Sandholm et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 109-119, 2011
- [Robertson et al. 2008] Effectiveness of animation in trend visualization. Robertson, G., Fernandez, R., Fisher, D., Lee, B., Stasko, J. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graphics* 14(6), 1325–1332, 2008
- [Sandholm et al. 2009] MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. A. Sandholm, N. Pronost et D. Thalmann. *Proceedings of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009*, *Lecture Notes in Computer Science* (5903), 2009
- [Schmid et Magnenat-Thalmann 2008] MRI Bone segmentation using deformable models and shape priors. Schmid, J., Magnenat-Thalmann, N. In: Metaxas, D., Axel, L., Szekeley, G., Fichtinger, G. (eds.) *MICCAI. LNCS*, vol. 5241, pp. 119–126. Springer, 2008
- [Stagni et al. 2000] Effects of hip joint centre mislocation on gait analysis results. Stagni, R., Leardini, A., Cappozzo, A., Benedetti, M.G., Cappello, A. *J. Biomech.* 33(11), 1479–1487, 2000

Chapitre 10. Contrôle de personnages virtuels

Les travaux présentés dans des chapitres précédents avaient pour but de modéliser le plus fidèlement possible l'anatomie du corps humain et d'analyser ses mouvements. Le type de modèle (par exemple par squelette cinématique, par corps rigides articulés ou par corps déformables) et le niveau de détails utilisés (par exemple incluant des contraintes articulaires, des géométries, des propriétés physiologiques) dépendent grandement du domaine d'application (par exemple l'animation ou la rééducation) et des objectifs de simulation (par exemple hors ligne, temps réel, prédictif, interactif). Le composant d'un simulateur dont le but est de calculer les quantités, typiquement cinématiques, cinétiques ou physiques, à appliquer sur un modèle pour le mettre en mouvement s'appelle le contrôleur. Dans ce chapitre, nous allons nous intéresser aux différents travaux auxquels j'ai pu participer impliquant la conception d'un contrôleur de mouvement.

10.1 Adaptation cinématique dans une base de données

Les premiers travaux que j'ai réalisés après mon doctorat ont d'avantage traité de méthodes cinématiques d'animation de personnages que de méthodes basées sur la physique. En particulier, dans [Pronost et al. 2009] nous abordons le problème de la sélection et de la modification d'un mouvement afin de faire interagir un humain virtuel avec un utilisateur réel. Nous décrivons une méthode capable de récupérer le mouvement le plus approprié où les contraintes et la morphologie du personnage animé ne sont pas connues à l'avance. La méthode est basée sur l'utilisation d'une base de données de mouvements qui sont représentés de manière indépendante de la morphologie. Le meilleur mouvement est sélectionné et adapté localement afin de répondre précisément à des contraintes imposées en temps réel.

La première étape de notre approche est un processus de reciblage (*retargetting*), la seconde est un algorithme de sélection du meilleur mouvement dans une base de données et la dernière est un module d'adaptation du mouvement sélectionné (voir Figure 10-1). Le rôle du processus de reciblage est d'adapter la posture du personnage virtuel animé à la morphologie des acteurs qui ont exécuté les mouvements de la base de données. Le rôle de l'algorithme de sélection de mouvement est de rechercher dans la base de données le mouvement le plus adapté à la posture actuelle du personnage virtuel et aux contraintes imposées en temps réel. Le rôle du dernier module est d'adapter le mouvement ainsi sélectionné afin de satisfaire parfaitement les contraintes.

Reciblage du mouvement

Pour illustrer notre méthode, nous avons conçu un scénario où un combattant virtuel doit atteindre, avec un pied ou une main, la position de la tête d'un utilisateur réel plongé dans un environnement en réalité virtuelle. Le mouvement de la tête de l'utilisateur est capturé en temps réel avec un système AR-Tracking composé de 5 caméras infrarouges cadencées à 60 Hz. Avec ces données, la vision stéréoscopique et le point de vue de la caméra sont calculés en temps réel. La cible que le combattant doit atteindre est placée au milieu des 5 marqueurs réfléchissants placés sur la tête de l'utilisateur. Un superviseur interagit à tout moment grâce à un clavier afin de commander au combattant virtuel de donner un coup. Le superviseur peut également changer le combattant virtuel à tout moment à partir d'une bibliothèque de modèles et visualiser immédiatement le résultat. Les contraintes cinématiques (comme éviter de glisser au sol et atteindre la cible) sont résolues à la volée. La base de données de mouvements est composée de fichiers au format BVH incluant le mouvement et la définition du squelette. Elle regroupe des mouvements réalisés par 4 comédiens différents, 3 hommes (1.20 m, 1.62 m et 1.83 m) et 1 femme (1.55 m) qui ont effectué plusieurs mouvements de kung-fu conduisant à 75 mouvements différents (130 secondes de données au total à une fréquence de 30 Hz). Chaque mouvement a été labélisé à la main avec une sémantique afin d'indiquer s'il s'agit d'un coup de poing, d'un coup de pied et ce du côté gauche ou droit.

Dans notre approche, nous utilisons deux fois le principe du reciblage. Premièrement, lorsque nous adaptons la pose actuelle du combattant aux morphologies des acteurs qui sont présents dans la base de données, et deuxièmement, lorsque le mouvement sélectionné est ensuite adapté à la morphologie du combattant. Ce type de problème est généralement résolu en appliquant les angles aux articulations du premier personnage au second tout en gérant géométriquement les contraintes supplémentaires par exemple pour éviter les

glissements de pieds ou autres artefacts indésirables [Gleicher 1998]. Cependant, cette approche implique une parfaite connaissance des contraintes à l'avance ce qui n'est pas possible dans un environnement interactif tel que le nôtre. Une alternative consiste à utiliser une représentation des personnages qui soit indépendante de leurs morphologies [Kulpa et al. 2005]. Cette dernière est basée sur des données cartésiennes au lieu de données d'angles. Par conséquent, un bras est modélisé comme une ligne entre l'épaule et le poignet et un angle pour localiser le coude. Et donc uniquement la position relative du poignet dans le repère de l'épaule et l'angle sont représentés. La position relative est de plus divisée par la longueur totale des membres supérieurs (bras et avant-bras) conduisant à des données non dimensionnelles, donc indépendantes de la morphologie originale. De la même façon, toutes les parties du corps intermédiaires sont modélisées avec une position relative du point distal dans le repère proximal, divisé par la longueur. Nous utilisons cette représentation pour modéliser les jambes, les bras, les pieds, les mains et la tête de nos acteurs. Le torse est modélisé avec une spline qui peut être échantillonnée en autant de segments que l'on souhaite. La conversion dans la représentation classique basée sur les angles articulaires est un processus temps réel qui ne prend que quelques microsecondes (sur un Pentium M 2.4 GHz).

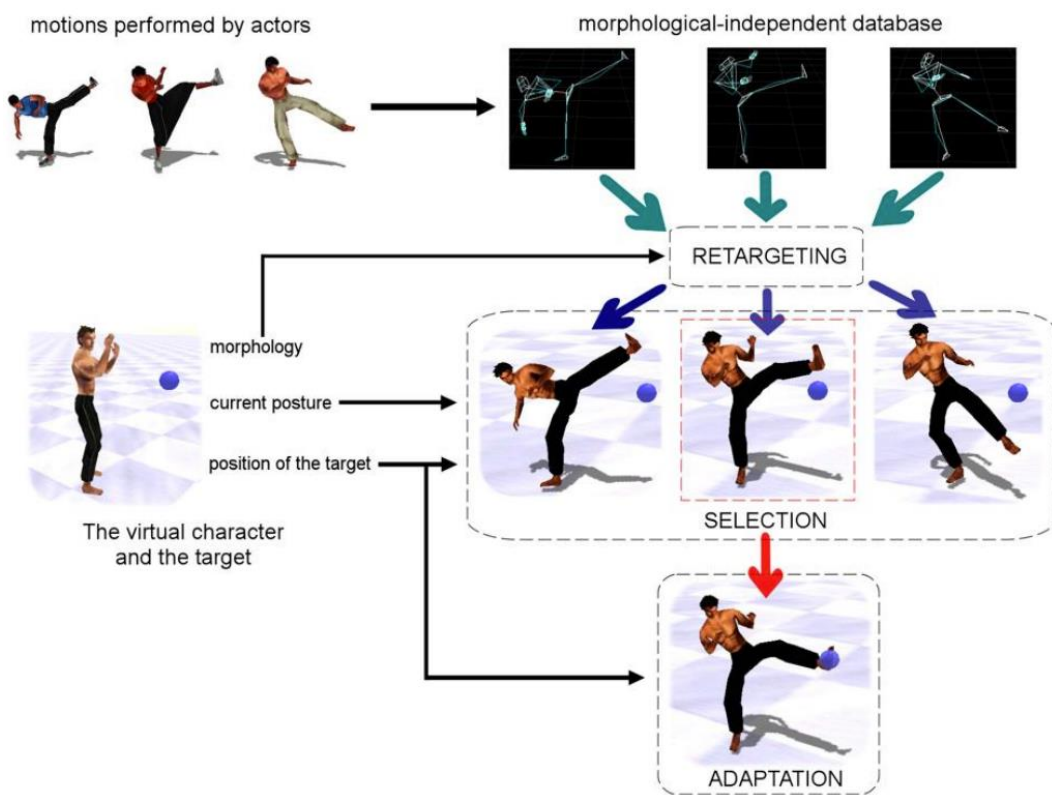


Figure 10-1 : Vue générale de la méthode de contrôle du mouvement cinématique d'un personnage soumis à des contraintes en temps réel.

Le processus de reciblage nous sert à animer n'importe quel combattant virtuel mais il sert aussi pour les mouvements de la base de données qui ont été joués par plusieurs comédiens. Comme le personnage animé est différent des acteurs qui ont effectué les mouvements, certains ajustements sont nécessaires. Premièrement, la position de la contrainte (position atteinte par le pied ou le poing) doit être mise à l'échelle pour s'adapter à la taille du personnage. Par exemple, une contrainte placée à 1 mètre devant le personnage virtuel n'a pas la même influence si ce dernier mesure 2 m ou 1.5 m. La position de la contrainte est ainsi normalisée par la taille de l'acteur. Deuxièmement, la pose courante du personnage virtuel est reciblée sur les acteurs appartenant à la base de données, offrant ainsi un ensemble de poses qui peuvent être utilisées pour des fins de comparaison (par exemple de position de contrainte) puisque travaillant ainsi sur un squelette commun.

Sélection du meilleur mouvement

Pour chaque mouvement de la base de données, la partie du corps donnant le coup a été identifiée et nous calculons automatiquement sa trajectoire ainsi que sa boîte englobante. Cette information nous permet de

traiter plus rapidement le processus de sélection car dans une première phase nous ne sélectionnons que les mouvements dont la boîte englobante contient la contrainte imposée (la cible, c'est-à-dire la tête de l'utilisateur). Afin de rendre la sélection plus rapide, nous organisons également notre base de données par clusters basés sur la similitude de la pose initiale des mouvements. Après sélection du meilleur cluster, le meilleur mouvement est sélectionné par la meilleure combinaison entre la distance minimale entre la cible et un point de la trajectoire du corps qui frappe, et la distance minimale entre la pose actuelle du personnage et la pose initial du mouvement. Le mouvement ainsi sélectionné est translaté et tourné afin qu'il soit aligné avec la pose courante.

Adaptation du mouvement

Après sélection, nous devons synchroniser le mouvement sélectionné avec le mouvement actuel, le recibler sur le personnage virtuel animé et enfin résoudre les artefacts comme positionner exactement la trajectoire du corps sur la contrainte et corriger les glissements de pieds. Le reciblage consiste simplement à multiplier les données non-dimensionnelles par les dimensions du personnage virtuel. La résolution des contraintes cinématiques est effectuée avec des cartes de déplacement (*displacement map*). Le principal avantage d'une telle méthode est d'assurer la continuité du mouvement résultant tout en satisfaisant les contraintes. Cependant, les cartes de déplacement sont supposées connaître toutes les contraintes à l'avance afin d'assurer la continuité. Dans notre cas, lorsque le superviseur donne un ordre, le système doit réagir rapidement et doit pouvoir s'adapter aux déplacements de l'utilisateur et donc à un changement de contrainte, comme le fait un vrai humain. Nous utilisons en conséquence un solveur pas-à-pas piloté par une contrainte continue qui modifie la position de l'effecteur final afin de respecter la contrainte au temps prévu. Finalement, pour mettre à jour le mouvement entier, nous utilisons l'approche de [Kulpa et Multon 2005] dérivée de l'algorithme de CCD (*Cyclic Coordinate Descent*) qui permet de calculer les angles aux articulations à partir de la nouvelle trajectoire de l'effecteur final tout en gérant la cinétique du mouvement et l'équilibre du personnage.

Expérimentations

Une expérimentation du scénario proposé a été réalisée où un participant était équipé de lunettes stéréoscopiques et de marqueurs réfléchissants sur sa tête. La Figure 10-2 montre quelques mouvements (poses au moment de la frappe) sélectionnés et adaptés pour toucher la cible.



Figure 10-2 : Mouvements sélectionnés (normal) et adaptés (teinte bleue) pour toucher la cible (sphère bleue).

Le temps de calcul (2 reciblages, la sélection et l'adaptation) dépend linéairement de la taille de la base de données, allant de 0.34 s pour 15 mouvements à 0.54 s pour 75 mouvements. Comme ce procédé est effectué sur un thread séparé, l'animation reste complètement fluide. La conséquence est tout de même une petite latence avant que le personnage animé commence à réellement exécuter le mouvement sélectionné, ce qui est acceptable pour une grande variété d'interactions.

Considérons maintenant quelques exemples où la morphologie du personnage animé influence significativement le choix du mouvement dans la base de données. Si l'on considère une contrainte unique exprimée relativement à la racine du personnage, alors différentes morphologies peuvent conduire à différents mouvements sélectionnés (voir Figure 10-3). Ces résultats illustrent le fait que les contraintes sont normalisées à l'aide de la morphologie ce qui nous permet de produire des mouvements appropriés.



Figure 10-3 : Les différences morphologiques du personnage à animer peuvent conduire à différents choix de sélection, ici illustrés sur 3 personnages devant donner un coup de pied.

Conclusion

Nous avons proposé cette méthode pour compléter les approches basées sur de grandes bases de données, comme les graphes de mouvements ou les méthodes utilisant des cartes de mouvement. En effet le principal intérêt de notre méthode est qu'elle peut s'appliquer à des bases de données de petites tailles (testé ici sur 15 à 45 mouvements) et hétérogènes (testé ici avec 4 acteurs) étant donné qu'un reciblage est effectué et que le mouvement sélectionné est adapté en temps réel en fonction du déplacement de l'utilisateur.

En raison de la grande variété de contraintes qui peuvent être imposées par l'utilisateur en temps réel, la plupart des méthodes précédentes échouent face à une base de données hétérogène. Un des principaux défis est de concevoir une métrique de distance qui résout le problème de l'utilisation de différentes morphologies. Quelques méthodes ont proposé des normalisations par la taille mais elles ne peuvent pas gérer les changements de morphologie, tels que les grosses différences de proportions. Au lieu de chercher une métrique de distance, nous avons intégré un module de conversion rapide qui assure la compatibilité entre la pose actuelle du personnage et celles stockées dans la base de données. Cette approche évite d'effectuer un prétraitement fastidieux des données et offre une grande flexibilité pour une adaptation en temps réel à un large éventail de contraintes imprévisibles. Cependant, le solveur de contraintes pas-à-pas peut conduire à certaines discontinuités si l'activation de contraintes est également discontinue. Nous appliquons par conséquent une activation fluide et continue de la contrainte en définissant un temps de transition pendant lequel la contrainte est ajoutée de manière incrémentale à la pose courante du personnage. Des discontinuités peuvent également apparaître lors de la transition entre le mouvement actuel et le mouvement sélectionné. L'algorithme de recherche récupère un mouvement qui commence dans une pose proche de la pose actuelle du personnage. Cependant, comme la base de données est petite, ce mouvement peut ne pas être assez proche pour éviter une discontinuité. Nous avons utilisé des méthodes classiques de mélange de mouvement pour résoudre partiellement ce problème.

10.2 Suivi temps réel en environnement physique

L'approche précédente peut être considérée comme contenant des éléments de contrôle de mouvement car le mouvement, bien que cinématique et cinétique, est contrôlé en temps réel en fonction de commandes utilisateurs. Souvent, le contrôle de mouvement est plus communément associé à la partie d'un simulateur qui est en charge de calculer les valeurs des actionneurs du mouvement. J'ai participé à plusieurs travaux de

recherche dans ce domaine dont l'un des premiers avait pour ambition de concevoir un contrôleur devant simplement mais efficacement reproduire un mouvement dans un environnement physique [Geijtenbeek et al. 2012]. La méthode proposée permet de suivre de manière robuste des mouvements de référence non modifiés et est basée sur les propriétés cinématiques, sans qu'il soit nécessaire d'inverser les équations du mouvement. Elle se compose de trois éléments : un contrôle proportionnel et dérivé (PD) pour reproduire les caractéristiques du mouvement, une forme spécifique de contrôle de la transposée de Jacobienne pour le contrôle de l'équilibre et l'adaptation de la matrice de covariance (CMA) pour l'optimisation hors ligne de paramètres (voir Figure 10-4). La méthode produit des simulations à environ 4 fois le temps réel sur un ordinateur avec un seul cœur. Nous avons pu démontrer les capacités de notre méthode sur une grande variété de mouvements, par exemple s'accroupir, s'incliner, donner des coups de pied et danser, ainsi que sa capacité à résister à des perturbations externes et à s'adapter à des changements de morphologie des personnages animés. A tout instant, on suppose connu les valeurs de tous les degrés de liberté et leurs dérivées premières, à la fois pour un personnage simulé C , et un mouvement de référence A . Pour le personnage simulé, les DOF et leurs dérivés sont accessibles par le moteur de simulation physique. Pour le mouvement de référence, les dérivés du premier ordre peuvent être acquis par filtrage passe-bas et différenciation.

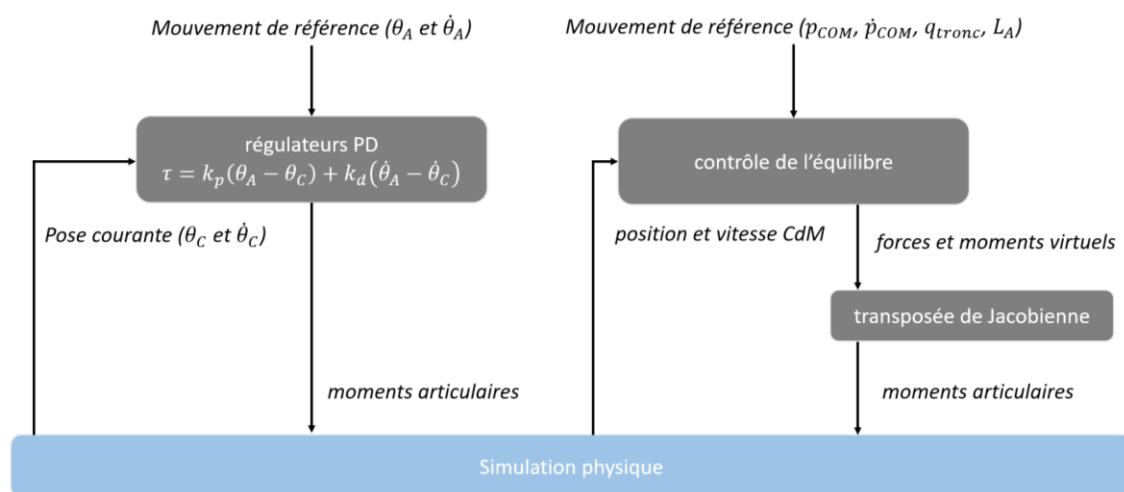


Figure 10-4 : Schéma de fonctionnement du simulateur où un système de régulateurs et de contrôle de l'équilibre permettent d'imiter un mouvement de référence.

Contrôle du suivi

Pour reproduire les caractéristiques d'un mouvement capturé, nous utilisons le contrôle proportionnel et dérivé pour suivre les trajectoires de référence des DOF individuels. Le contrôleur PD tente de minimiser la différence entre l'angle articulaire de référence θ_A , et l'angle correspondant du personnage simulé θ_C , ainsi que la différence entre la vitesse articulaire de référence $\dot{\theta}_A$, et vitesse articulaire simulée $\dot{\theta}_C$. Le couple τ_{PD} produit par le contrôleur PD est linéairement proportionnel à ces différences :

$$\tau_{PD} = k_p(\theta_A - \theta_C) + k_d(\dot{\theta}_A - \dot{\theta}_C)$$

La réactivité aux écarts de position et de vitesse est contrôlée par les gains k_p et k_d , qui sont déterminés individuellement pour chaque DOF via une optimisation hors ligne.

Contrôle de l'équilibre

Étant donné que les contrôleurs PD suivent les degrés de liberté individuellement, un contrôle supplémentaire est nécessaire pour empêcher les erreurs de position et d'orientation globales de s'accumuler, entraînant une perte d'équilibre. Notre stratégie de contrôle de l'équilibre est basée sur l'application de forces virtuelles et de couples virtuels, qui sont tous deux des formes de contrôle de la transposée de Jacobienne.

Cette méthode permet de contrôler dans l'espace cartésien des structures liées avec des DOF. En utilisant la transposée de Jacobienne, il est possible de calculer l'ensemble des couples qui émulent l'effet d'une force ou

d'un couple, appliqué à un corps spécifique ou à un point virtuel (comme le centre de masse). Les forces et couples virtuels sont appliqués à une chaîne de corps rigides liés, à partir d'une base statique (tel que le pied d'appui) et se déplaçant vers un corps cible (voir Figure 10-5).

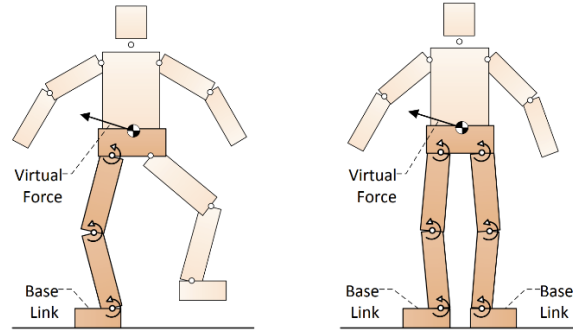


Figure 10-5 : Les forces virtuelles sont appliquées au centre de masse, à travers une chaîne de corps rigides, pour une pose en simple appui (gauche) ou double appui (droite).

L'ensemble des couples articulaires τ_F qui émulent une force virtuelle F appliquée au point p correspond à :

$$\tau_F = J(p)^T F$$

$J(p)$ est la Jacobienne qui représente la variation de la position p pour chaque DOF i de la chaîne de corps rigides. Pour une chaîne de corps connectés par k DOF rotationnels, chaque ligne dans $J(p)$ représente la variation de p par rapport à la variation de la rotation α_i autour du DOF i :

$$J(p)^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_x}{\partial \alpha_1} & \frac{\partial p_y}{\partial \alpha_1} & \frac{\partial p_z}{\partial \alpha_1} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial p_x}{\partial \alpha_k} & \frac{\partial p_y}{\partial \alpha_k} & \frac{\partial p_z}{\partial \alpha_k} \end{bmatrix}$$

Pour un DOF de rotation i représenté par l'axe normalisé a_i et un centre de rotation b_i (définie dans le repère du monde), la dérivée partielle $\frac{\partial p}{\partial \alpha_i}$ correspond au produit vectoriel entre a_i et la position relative de p . Chaque ligne i de $J(p)$ correspond donc à :

$$J(p)_i^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial p_x}{\partial \alpha_i} & \frac{\partial p_y}{\partial \alpha_i} & \frac{\partial p_z}{\partial \alpha_i} \end{bmatrix} = (a_i \times (p - b_i))^T$$

Une force virtuelle F appliquée au point p peut maintenant être émulée en appliquant un couple $\tau_{F,i}$ à chaque DOF i qui fait partie de la chaîne de corps rigides :

$$\tau_{F,i} = (a_i \times (p - b_i))^T F$$

De même, il est possible d'appliquer un couple virtuel à un corps spécifique en bout de chaîne. Si l'orientation du corps cible est représentée à l'aide d'une carte exponentielle [Grassia 1998], $e \in \mathbb{R}^3$, alors la variation de e avec la rotation α_i est identique à l'axe du DOF normalisé a_i :

$$J(e)_i^T = \begin{bmatrix} \frac{\partial e_x}{\partial \alpha_i} & \frac{\partial e_y}{\partial \alpha_i} & \frac{\partial e_z}{\partial \alpha_i} \end{bmatrix} = a_i^T$$

Ainsi, un couple virtuel T appliqué au corps en fin de chaîne peut être émulée en appliquant un couple $\tau_{T,i}$ à chaque DOF i qui fait partie de la chaîne de corps rigides :

$$\tau_{T,i} = a_i^T F$$

On note que, comme les bipèdes ne contiennent aucun lien réellement statique, l'effet d'une force ou d'un couple virtuel est toujours approximatif et ne peut être déterminé qu'après simulation. Cela dit, nous avons trouvé que cette approximation était suffisamment précise en pratique.

La sélection de la chaîne de corps rigides auxquels nous appliquons nos forces et les couples virtuels dépendent de l'état d'appui du personnage. Un état d'appui peut être l'un des suivants : appui droit, appui gauche, double appui, vol. L'état d'appui doit être calculé séparément pour les mouvements des personnages animés et les mouvements de référence. Pour la simulation, l'état peut être dérivé de l'état de contact dans le moteur physique, pour le mouvement de référence, nous calculons l'état à partir de la hauteur de la position de l'articulation de la cheville (au-dessus d'un seuil faible signifie pas de contact). A partir de l'état d'appui nous calculons le point central de la base de support grâce aux projetés au sol des positions des articulations des chevilles. Pour permettre la comparaison les deux positions de base doivent être calculées à partir du même état. Nous déterminons donc toujours la base d'appui en utilisant l'état d'appui du mouvement de référence, même si l'état du personnage est différent.

Notre stratégie de contrôle de l'équilibre consiste en une combinaison de forces et de couples virtuels, chacun ciblant un aspect différent de l'équilibre.

- Une force virtuelle F_{CdM} appliquée au centre de masse (CdM) du personnage, pour minimiser les différences de position et de vitesse du CdM entre le personnage simulé et le mouvement de référence ;
- Un couple virtuel T_{trunk} appliqué au bassin, pour maintenir la posture du haut du corps du personnage simulé ;
- Un couple virtuel T_{am} appliqué au bassin, pour réguler le moment cinétique total du personnage.

Une fois tous les couples articulaires calculés à l'aide des algorithmes de contrôle de suivi et de contrôle d'équilibre via la transposée de Jacobienne, ils peuvent être additionnés en un seul vecteur de couple :

$$\tau_{control} = \tau_{PD} + \tau_{CdM} + \tau_{trunk} + \tau_{am}$$

Comme dans le travail de [Wang et al. 2010], nous ajoutons un bruit à notre sortie de contrôle, sous forme de couples aléatoires de perturbation. L'application d'un tel bruit permet de fournir une robustesse contre les phénomènes non modélisés, y compris les erreurs numériques. Nous utilisons un modèle de bruit simplifié, qui consiste en des valeurs individuelles allant de -5 à 5 N.m, échantillonnées au hasard à chaque pas de simulation à partir d'une distribution uniforme.

Optimisation hors lignes des paramètres

Dans une dernière étape, nous optimisons les différents paramètres de notre contrôleur, sur la base de critères d'optimisation de haut niveau. L'ensemble des paramètres que nous souhaitons optimiser se compose des gains des contrôleurs PD et des différents coefficients présents dans notre stratégie de contrôle de l'équilibre. On utilise des valeurs différentes pour les gains k_p et k_d pour chaque DOF, en utilisant les mêmes gains pour les contrôleurs PD de gauche et de droite. Pour les coefficients de l'équilibre, nous utilisons différentes valeurs selon l'état d'appui du personnage (simple ou double appui). Pour un personnage avec n DOF unique (sans distinction gauche et droite), le nombre de paramètres est $2n + 8$.

Le but de notre optimisation est de trouver le jeu de paramètres pour lequel le personnage simulé C suit le mouvement de référence A le plus fidèlement possible. Pour déterminer cela, nous utilisons les mesures d'erreur suivantes :

- Erreur de pose. La pose du personnage simulé doit être proche de celle du mouvement de référence. Nous définissons l'erreur de pose comme la moyenne pondérée des erreurs de placement des corps rigides individuels par rapport au centre de masse du personnage.
- Erreur d'état. Parfois, l'état d'appui du personnage simulé est différent de celui du mouvement de référence. Une telle différence n'est pas souhaitable et peut survenir même lors de petites erreurs de pose. Nous définissons l'erreur d'état d'appui comme le rapport de temps $\in [0, 1]$ pendant lequel l'état simulé est différent de l'état de référence, sur une fenêtre de temps réduite.
- Glissement des pieds. Les pieds du personnage simulé glissent parfois en raison d'une combinaison spécifique de couples articulaires internes. Puisque nous mesurons le déplacement du corps par rapport à la position du centre de masse, ce glissement ne conduit souvent pas à des erreurs de pose. Nous définissons une erreur spécifique de glissement des pieds comme la vitesse moyenne dans le

plan horizontal du pied d'appui. Pendant les phases de double appui, nous utilisons la somme des erreurs des deux pieds.

- Couple. Enfin, nous souhaitons mesurer la quantité de couple utilisé par les actionneurs. Nous définissons le couple d'une articulation comme le couple moyen sommé de tous les DOF actionnés de cette articulation.

Au lieu de construire un objectif d'optimisation à l'aide d'une combinaison pondérée de ces mesures d'erreur, nous prenons une approche différente. Pour chacun des termes d'erreur, nous fixons un seuil maximum acceptable et terminons la simulation si l'un de ces maximums est dépassé (ou après un temps maximum prédéfini). L'objectif d'optimisation est ensuite déterminé à l'aide du temps jusqu'à la terminaison. L'avantage de cette approche par rapport à l'utilisation de termes pondérés est qu'elle minimise les calculs inutiles grâce à une terminaison anticipée. Un avantage supplémentaire est que la détermination du maximum acceptable des seuils est plus intuitive que la définition de pondérations individuelles par terme.

La fonction de coût que nous souhaitons maximiser est composée de deux termes. Premièrement, il y a le temps de terminaison (normalisé) qui représente le temps pendant lequel un contrôleur a pu suivre le mouvement de référence sans atteindre un seuil d'erreur maximal. Le deuxième terme représente un score bonus, basé sur les moyennes normalisées des mesures d'erreur. Une telle prime est utile pour différencier les essais qui ont des délais de terminaison similaires (par exemple dans le cas où un mouvement cible contient une partie plus difficile à suivre très localisée).

Notre paysage d'optimisation est assez irrégulier avec une interdépendance entre des paramètres et de nombreux maximums locaux. Similairement à d'autres travaux réalisés dans le domaine du contrôle basé physique [Wang et al. 2010, Wu and Popovic 2010, Tan et al. 2011], nous utilisons l'adaptation de la matrice de covariance (CMA) [Hansen 2006] pour l'optimisation des paramètres hors ligne. L'algorithme CMA est une stratégie évolutive qui tente d'apprendre la matrice de covariance de la région actuelle du paysage d'optimisation grâce à un échantillonnage aléatoire. De nombreuses implémentations du CMA existent, y compris la bibliothèque Shark [Igel et al. 2008] que nous utilisons.

Expérimentations

Nous avons mené plusieurs expérimentations pour démontrer les capacités et les applications de notre contrôleur. Nous avons tout d'abord sélectionné un ensemble de 10 mouvements de référence différents (dont des mouvements de danse, d'accroupissement, des mouvements rapides de bras etc.) capturés à l'aide d'un système Vicon à 8 caméras, sur un modèle à 28 DOF à partir de 41 marqueurs posés sur un acteur. Nous avons filtré les trajectoires articulaires résultantes en utilisant un filtre de Butterworth de 2^{ème} ordre avec une fréquence de coupure de 3 Hz (pour les mouvements de danse, nous utilisons une fréquence de coupure de 2 Hz). Nous avons effectué les simulations physiques à l'aide de Open Dynamics Engine (ODE) [Smith 2006], en utilisant un pas de temps d'intégration de 0.0003 s. Nous simulons un contact élastique avec le sol à l'aide du paramètre de réduction d'erreur (ERP) et du mélange de force de contrainte (CFM). Pour les contraintes d'articulation internes, nous utilisons $ERP = 0.25$ et $CFM = 0.0027$, tandis que pour les contraintes de contact externes, nous utilisons $ERP = 0.0089$ et $CFM = 0.00099$. Le couple maximal pour chaque articulation est réglé à 200 N.m. L'optimisation met quelques minutes pour optimiser quelques secondes de mouvement (par exemple 16 min pour 9 secondes d'accroupissement, 1 minute pour 11 secondes de mouvements rapides de bras et 329 minutes pour 17 secondes de danse). Les mouvements obtenus sont capables de résister à l'application de forces externes non prévues (lancer de balles et application directe d'une force sur le torse). Notre contrôleur est typiquement capable de résister à des forces de plus de 100 N pendant 0.2 s et des balles de plus de 3 kg lancées à 5 m/s (voir Figure 10-6).

Un autre avantage de l'animation de personnages basée physique est la capacité du contrôleur à s'adapter aux changements de morphologie des personnages, tout en maintenant la justesse physique. Pour le démontrer, nous avons optimisé des contrôleurs pour des personnages aux dimensions corporelles différentes, en utilisant le même ensemble de trajectoires articulaires de mouvement de référence. Une morphologie testée contenait un court et lourd haut du corps avec des jambes fines (voir Figure 10-6), un autre contenait un long haut du corps avec de longs bras. Dans notre algorithme de contrôle de l'équilibre, nous avons ajouté le déplacement du centre de pression cible au-dessus de la base de support et nous avons réglé le moment cinétique de référence sur zéro puisque les valeurs d'origine ne représentaient plus un mouvement physiquement valide.

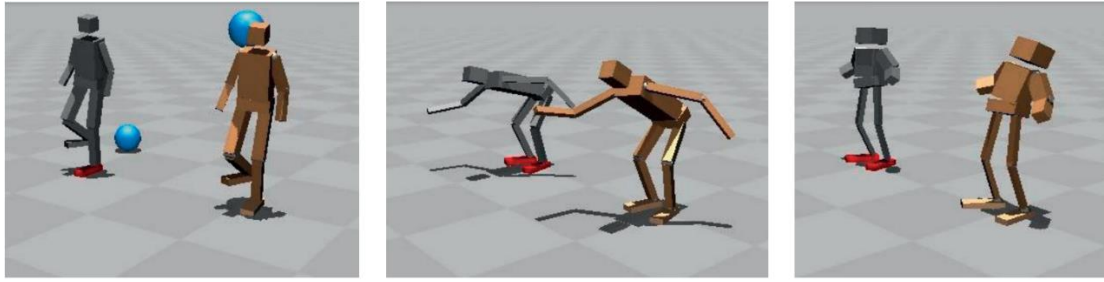


Figure 10-6 : Résultats du contrôle basé physique visant à reproduire un mouvement de référence. (Gauche) Le contrôleur est capable de résister à des perturbations externes. (Milieu) Le contrôleur gère des contraintes physiques comme l'équilibre. (Droite) Le contrôleur gère aussi des changements de morphologies.

Nous avons constaté qu'à l'exception des mouvements « coup de pied » et « pas sur le côté », notre contrôleur était capable de s'adapter à ces changements de morphologie, produisant des mouvements qui correspondaient aux nouvelles morphologies de manière caractéristique.

Les contrôleurs étant optimisés pour un mouvement particulier, nous avons testé la capacité des paramètres de contrôle optimisés pour un mouvement à être utilisés pour d'autres mouvements. Pour augmenter la robustesse, les paramètres ont été optimisés en utilisant une perturbation par force externe maximale. De nombreuses configurations ont fonctionné avec succès, comme le contrôleur d'accroupissement qui a pu être réutilisé pour faire de nombreuses autres tâches. D'autres contrôleurs, comme celui pour les mouvements de bras, étaient insuffisants pour d'autres tâches.

10.3 Approche génétique hiérarchique

Les approches travaillant directement dans l'espace des articulations comme celle présentée ci-dessus sont les plus plébiscitées dans la littérature, mais ne sont pas les seules possibles. Les approches génétiques pures ont assez peu été utilisées pour le contrôle de personnages virtuels en environnement physique mais par exemple [Allen and Faloutsos 2009] utilisent l'algorithme NEAT de [Stanley and Miikkulainen 2002] pour optimiser des réseaux de neurones artificiels (ANN) permettant une croissance progressive du réseau neuronal, et donc de simuler un comportement de mouvement de plus en plus complexe. Ils n'ont aucune connaissance a priori des valeurs des actionneurs et ne nécessitent que les propriétés physiques du modèle et d'une fonction de coût. Hélas, l'optimisation proposée spécialise le contrôleur à une tâche motrice particulière.

Nous avons souhaité travailler sur un contrôleur qui soit construit sur une hiérarchie de comportements différents, pour à la fois que le contrôleur soit capable de simuler diverses tâches motrices mais aussi apprendre plus rapidement [Hagenaars et al. 2014]. Notre idée générale est qu'avant qu'un bébé apprenne à marcher, il a généralement maîtrisé plusieurs autres habiletés motrices, telles que se retourner, ramper et s'asseoir. Certaines de ces capacités sont nécessaires pour apprendre à marcher car ils conduisent au développement à la fois des voies neuronales et des forces physiques requises. Une telle hiérarchie des habiletés motrices chez l'homme a déjà été identifiée [Uithol et al. 2012]. Notre approche s'inspire de ce concept que nous appliquons à la neuroévolution des capacités sensorimotrices. Notre contrôleur consiste en un ANN créé par un processus d'évolution artificielle. Ceci est réalisé en imposant une nouvelle conception hiérarchique et modulaire, dont l'évolution des fonctionnalités de haut niveau se fait étape par étape, guidé par plusieurs objectifs simples, au lieu d'un seul objectif complexe. Le processus d'évolution peut être répété pour construire des contrôleurs toujours plus complexes, aboutissant finalement à plusieurs modules de contrôle qui forment une hiérarchie de développement. Notre approche est basée sur la prémisse qu'il est plus facile de former un ANN pour une nouvelle tâche s'il a déjà une solution à des tâches plus élémentaires à sa disposition.

Hiérarchie de développement

Dans notre approche, les contrôleurs évolués, qui génèrent des valeurs d'actionneurs, sont créés par un processus d'optimisation hors ligne, afin qu'ils puissent être utilisés ensuite dans des applications temps réel. Notre personnage virtuel se compose de 16 corps rigides et de 15 articulations (voir Figure 10-7). Un maillage polygonal est également disponible pour visualiser les os à l'intérieur de chaque corps rigide. Le contrôleur est

construit à partir de plusieurs ANN. La topologie et les poids de connexion qui sont associés aux connexions au sein des ANN déterminent comment les informations peuvent être traitées par le réseau. La méthode NEAT [Stanley and Miikkulainen 2002] est utilisée pour optimiser à la fois les poids et la topologie des ANN pour les fonctions de coût proposées.

Le principe hiérarchique consiste à avoir un module de contrôle par tâche motrice où chaque module de contrôle est un ANN. Le premier module représente une motricité de bas niveau. Une fois que le premier module est entièrement entraîné, le deuxième module est ajouté au contrôleur, représentant une habileté motrice de niveau supérieur. Pendant la phase d'apprentissage du deuxième module, le premier module est actif mais n'évolue plus. De la même manière, un troisième module peut bénéficier d'habiletés motrices sous-jacentes, et ainsi de suite jusqu'à ce que le module de niveau supérieur, qui représente le comportement final souhaité, soit entraîné. Chaque module de contrôle est un ANN qui a des nœuds d'entrée (pour le contrôleur et les capteurs) et des nœuds de sortie (pour l'actionnement).

Conceptuellement, cela ne fait pas de différence si les valeurs de sortie sont interprétées comme par exemple des couples aux articulations, des angles d'articulations souhaités ou des activations musculaires, car les modules de contrôle sont entraînés en conséquence au cours de l'évolution. Étant donné que de nombreux modules de contrôle utilisent les mêmes informations sensorielles, tout en produisant une sortie pour en grande partie les mêmes actionneurs, un seul ensemble de nœuds d'entrée et de sortie sont partagés par tous les modules à travers le contrôleur d'animation et ils sont alors immuables par évolution.

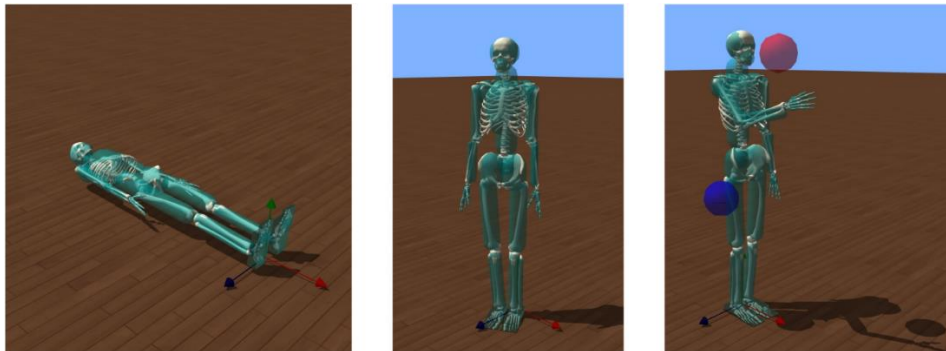


Figure 10-7 : Evolution de contrôleurs pour le maintien de pose (gauche), tenir debout en équilibre (milieu) et atteindre une position avec la main (droite).

Tâches et fonctions de coût

Pour la preuve de concept de notre méthode, les comportements cibles et les fonctions de coût suivants sont utilisés, ordonnés intuitivement en termes de complexité.

Maintien d'une pose. L'une des actions les plus élémentaires généralement réalisées avec des personnages virtuels est le maintien d'une pose corporelle souhaitée. Dans un environnement basé physique, cela signifie que le personnage doit activement compenser toute perturbation due à des forces externes comme la gravité ou les collisions pour maintenir cette pose. La fonction de coût de ce module de contrôle se compose de deux termes. Le premier, $E_{restPose}$, est utilisé pour converger vers la pose souhaitée, telle que définie par les angles aux articulations $\bar{\theta}_j$:

$$E_{restPose} = \sum_{j \in J} \sum_t (\theta_{j,t} - \bar{\theta}_{j,t})^2$$

Cela peut être fait soit pour tous les pas de simulation t , ou juste pour l'état final, qui est le second terme $E_{restPoseEnd}$ où la somme sur tous les pas de simulation est alors supprimée. Les j DOF sont dans un ensemble J qui comprend un nombre spécifique d'articulations qui dépend des parties du corps devant être contraintes.

Tenir debout en équilibre. Dans ce contrôleur, le personnage doit garder une pose mais aussi rester debout, avec les deux pieds sur terre, c'est-à-dire qu'il ne doit pas tomber. En plus des termes issus du contrôleur de pose, nous utilisons les deux termes suivants [Al Borno et al. 2012] :

$$E_{COM} = (c - \bar{c})^2$$

E_{COM} est la distance au carré du centre de masse c du personnage à une position cible \bar{c} à une hauteur désirée. Cela conduit à un comportement du personnage essayant de garder son équilibre.

Le second terme est :

$$E_{feet} = y_{leftFoot}^2 + y_{rightFoot}^2$$

Ce terme calcule la somme des carrés des altitudes des deux pieds dont la minimisation conduit les pieds à rester au sol, ce qui aide à trouver une posture équilibrée.

Lors de l'entraînement, des forces externes aléatoires sont appliquées au centre du bassin du personnage pour renforcer l'apprentissage des mouvements correctifs afin de maintenir l'équilibre.

Atteindre une position avec la main. Ce comportement est défini comme le déplacement de la main droite vers une position cible, tout en gardant une position équilibrée. Après avoir atteint la position cible, la main revient à sa position d'origine. Ce modèle de comportement se répète indéfiniment et il utilise tous les objectifs de ses prédécesseurs et en ajoute deux. La principale métrique pour ce comportement est la somme de deux composants, représentant respectivement le déplacement de la position de la main droite h vers la position cible \bar{h}_{target} , puis revenant à la pose de repos \bar{h}_{rest} . On note t_f les pas de simulation utilisés pour déplacer la main vers la cible, et t_b pour ceux utilisés pour revenir à la pose de repos :

$$E_{reach} = \sum_{t_f} (h_t - \bar{h}_{target}) + \sum_{t_b} (h_t - \bar{h}_{rest})$$

Un terme sur le couple de contrôle est ajouté pour empêcher des mouvements trop saccadés du bras :

$$E_{torque} = \sum_{j,t} \tau_{j,t}^2$$

Ce terme calcule la somme des carrés des couples de contrôle τ sur chaque DOF j des articulations pour tous les pas de simulation t . Le comportement d'alternance entre atteindre la cible et revenir dans la pose de repos est régi par une machine à états finis.

Les sorties du contrôleur sont des valeurs angulaires cibles pour les articulations, qui sont ensuite converties en valeurs cibles de couples en utilisant le contrôle proportionnel et dérivé. Chaque DOF a un contrôleur PD, utilisant les mêmes gains et limites que [Al Borno et al. 2012]. Pour limiter les vibrations au niveau des orteils, nous avons ajouté des amortisseurs à ressort passifs (constante de ressort de 30 Nm/rad).

Résultats

Un ensemble de contrôleurs générés à l'aide de la méthode proposée a été comparé à un ensemble de contrôleurs de base, non hiérarchiques (voir Figure 10-8). Sans exception, les contrôleurs de base ont toujours mis plus de temps à évoluer ou ont atteint des niveaux de performance inférieurs.

Puisque garder une pose, dans notre cas, est un comportement élémentaire (ce qui signifie qu'il n'a pas de comportement sous-jacent), aucune comparaison n'est nécessaire. Les deux contrôleurs d'équilibre en posture debout sont de qualité similaire (même valeur de coût finale).

Contrairement au contrôleur hiérarchique, l'évolution du contrôleur de base pour atteindre une cible doit démarrer avec une longue période où il apprend à garder une pose équilibrée. Après de nombreuses générations, le bras commence à se tendre vers le haut et l'avant, indépendamment du fait que l'état d'atteinte est actif ou non. Cela fait perdre l'équilibre au personnage et le fait tomber au sol. Même après un entraînement de 4.5 heures, l'évolution ne converge pas vers une solution acceptable. Le contrôleur hiérarchique lui arrive à produire un mouvement acceptable après 30 minutes d'entraînement mais évidemment à nécessité de partir d'un contrôleur entraîné pour l'équilibre (environ 10 minutes d'entraînement pour ce dernier) qui lui-même a nécessité comme point de départ le contrôleur entraîné pour la pose (environ 10 minutes d'entraînement également). Après donc 50 minutes nous avons un contrôleur capable d'atteindre une cible avec la main alors qu'une approche non hiérarchique ne produit pas de contrôleur acceptable du tout même après 4.5 heures

d'entraînement. Notre approche hiérarchique est meilleure en termes de temps d'évolution et de nombre de générations nécessaires pour converger vers une solution.

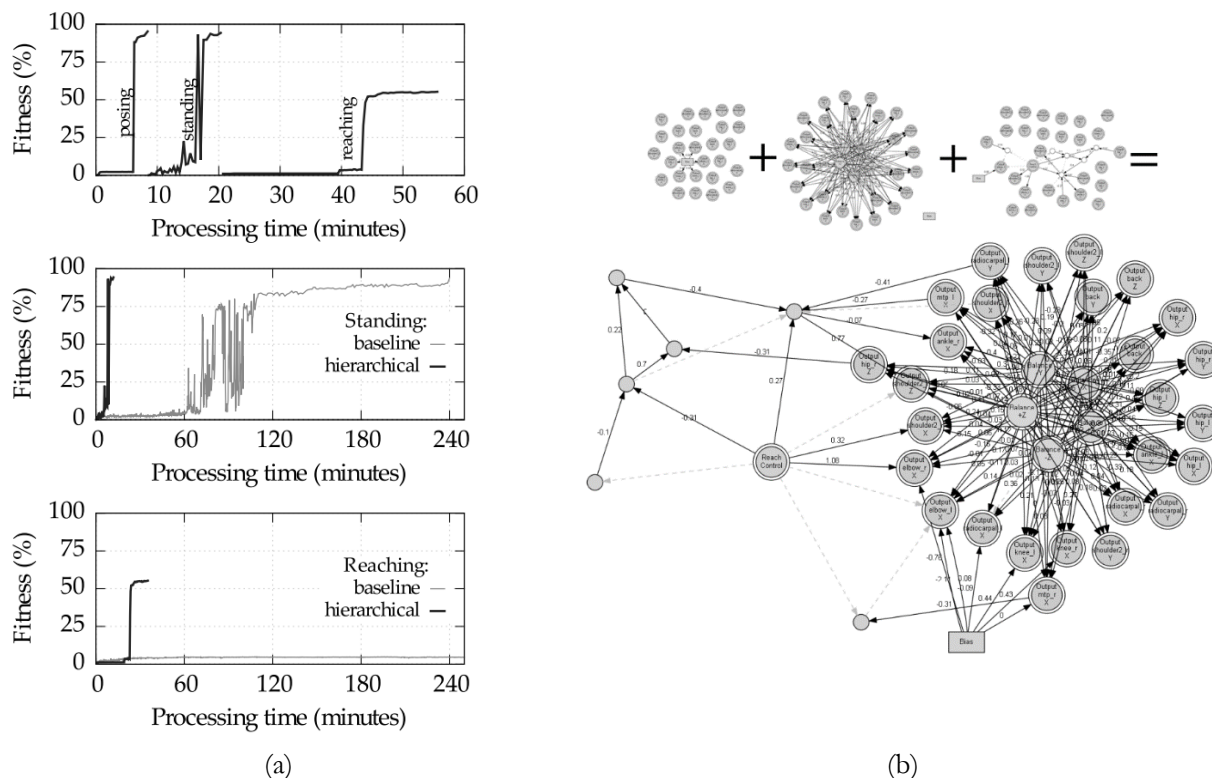


Figure 10-8 : (a) Evolution des contrôleurs hiérarchiques et de base. (b) Les réseaux des trois tâches motrices sont combinés de manière hiérarchique.

Nous avons observé que les contrôleurs de base ont tendance à faire évoluer davantage de connexions et de nœuds cachés. Ceci est probablement dû aux propriétés de complexification dans le temps qui sont inhérents à l'algorithme NEAT.

Dans notre simulateur, les modules de contrôle peuvent être activés ou désactivés dynamiquement, résultant en une variété de tâches différentes qui peuvent être exécutées par le même système hiérarchique et en temps réel. Évaluer l'aspect naturel des résultats s'avère difficile. Les contrôleurs de base et hiérarchiques génèrent des mouvements qui présentent tout de même des caractéristiques irréalistes comme par exemple des mouvements assez robotiques.

10.4 Contrôle pour personnages immergés

Les simulateurs reposant sur le suivi en temps réel d'un mouvement de référence produisent par nature des mouvements assez réalistes. Ces simulateurs peuvent être plus ou moins génériques, c'est-à-dire peuvent simuler plus ou moins de mouvements différents et sur des personnages différents. Ils sont en général assez robustes à des perturbations externes (par exemple sur sol non plat ou avec des forces externes appliquées) car basés sur des contrôleurs dont le but est de corriger les déviations du mouvement de référence (par exemple grâce à des contrôleurs PD). Cette conception de contrôleur a rarement été utilisée pour animer des personnages qui sont en permanence sujet à des perturbations externes. Dans [Carensac et al. 2015] nous proposons un contrôleur physique capable de simuler la marche d'un personnage partiellement immergé dans un volume de liquide. Ce liquide produit des forces externes d'interaction permanentes et imprévisibles sur le personnage. Dans ces cas, l'animation basée physique est préférée à l'animation cinématique car il n'a pas besoin d'une série de positions exactes pour chaque interaction possible. Notre objectif était de définir et de mettre en œuvre les mécanismes nécessaires à un contrôleur basé physique afin de permettre l'animation en temps réel d'un personnage virtuel interagissant avec un liquide.

Architecture du contrôleur

Notre contrôleur se compose de cinq composants principaux qui sont classés en trois catégories (voir Figure 10-9).

1. Simulation de fluide. Tout d'abord, nous simulons l'impact du liquide sur le personnage en appliquant des forces externes calculées par une modélisation hydrodynamique simple (traînée, friction et flottabilité) nous permettant d'obtenir des interactions en temps réel entre le liquide et le personnage. Pour la flottabilité nous utilisons l'équation bien connue $F_B = -V_i \rho g$ où V_i est le volume immergé de la représentation géométrique de l'objet immergé et ρ la densité du liquide. Pour la traînée, nous utilisons l'équation de traînée en régime turbulent (vitesse relative élevée entre le fluide et les objets dans le fluide) : $F_D = \frac{1}{2} \rho v^2 A_n C_d \times \mu$ où v est la vitesse relative au fluide, C_d est le coefficient de traînée, A_n est l'aire du solide projetée selon la direction perpendiculaire à v . En raison de la complexité d'un calcul temps réel de C_d , nous l'avons fixé à 1.0 (valeur moyenne pour un humain). μ est un coefficient représentant la viscosité du fluide permettant une représentation approximée de la friction. La vélocité variant à l'intérieur des différents membres du personnage, nous utilisons un échantillonnage de la surface de chaque membre et calculons la traînée pour chaque élément de surface individuellement. Le calcul des aires de section transversale A_n et des tests d'immersion sont directement réalisés sur chacun de ces éléments.

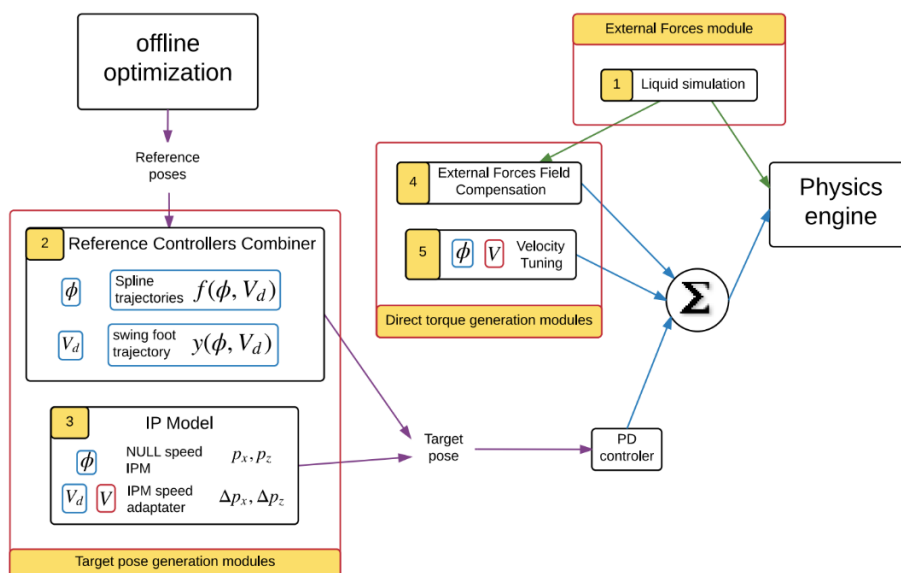


Figure 10-9 : Architecture du contrôleur pour personnages virtuels immergés.

2. Combinaison de contrôleurs de référence. Notre approche combine différents contrôleurs, chacun définissant un style de marche en fonction des conditions de simulation, qui sont pour nous la hauteur de liquide traversé et la vitesse cible demandée, permettant ainsi une évolution adaptative du style de marche. Chaque contrôleur définit les trajectoires pour les articulations qui présentent des variations importantes par rapport au contrôleur de base de marche droite vers l'avant que nous utilisons qui est implémenté dans SIMBICON [Coros et al. 2009]. Nos contrôleurs de référence diffèrent de ceux utilisés dans SIMBICON par deux caractéristiques. Premièrement, nous n'exigeons pas que chaque contrôleur individuel produise un mouvement stable. Dans notre système, l'équilibre est acquis par l'utilisation d'un modèle de pendule inversé (IPM). D'autre part, chaque contrôleur individuel ne spécifie que les articulations où la variation par rapport au contrôleur standard est significative. De plus, notre système ne nécessite aucune étape d'optimisation pour trouver la combinaison de contrôleurs de référence. Au lieu de cela, lorsque le personnage termine un pas, le système calcule une nouvelle trajectoire pour chaque articulation. Ces trajectoires sont obtenues par une interpolation quadratique entre les deux contrôleurs de référence les plus proches de la situation demandée.

3. Modèle de pendule inversé (IPM). Si le personnage est dans la phase descendante d'un pas ou si le contrôleur détecte une perte d'équilibre, les trajectoires pour les articulations composant la jambe oscillante sont remplacées par les résultats d'un IPM. Le principe de l'IPM suppose une longueur de jambe constante et une vitesse cible nulle [Coros et al. 2010]. Nous avons modifié ce principe pour permettre la spécification de styles

de marche et pour permettre un meilleur suivi de la vitesse cible de l'utilisateur. Notre idée est que l'IPM n'a pas besoin de contrôler le pied oscillant pendant tout le pas. Nous avons seulement besoin de contrôler la position du pied oscillant lorsque le personnage est dans un état de chute, c'est-à-dire lorsque la vitesse verticale du centre de masse est positive. Lors d'un pas, la phase de chute correspond à la fin du pas. Pendant la première partie du pas, nous utilisons une trajectoire définie par l'utilisateur pour le pied en phase oscillante. Cela permet un mouvement vertical du pied sans aucun mouvement horizontal. Ce style de marche est important dans nos scénarios car il est typique d'un personnage essayant de minimiser la traînée provenant d'un déplacement dans un liquide (voir Figure 10-10).

L'IPM calcule la position du prochain appui du talon de sorte que le personnage ait une vitesse nulle lorsqu'il atteint la hauteur maximale lors du pas suivant. Pour avoir un contrôle partiel de la vitesse [Coros et al. 2010] utilisent une modification linéaire des résultats de l'IPM en fonction de la vitesse cible du personnage. Malheureusement cela ne fonctionne correctement qu'à proximité de la vitesse pour laquelle le facteur linéaire a été optimisé. En particulier, ce système ne peut pas gérer la transition entre un environnement avec fluide et un environnement sans contrainte. Notre solution a été d'ajouter un décalage supplémentaire aux résultats de l'IPM. Ce décalage est modifié à la fin de chaque pas en fonction de la différence entre la vitesse actuelle du personnage et la vitesse cible.

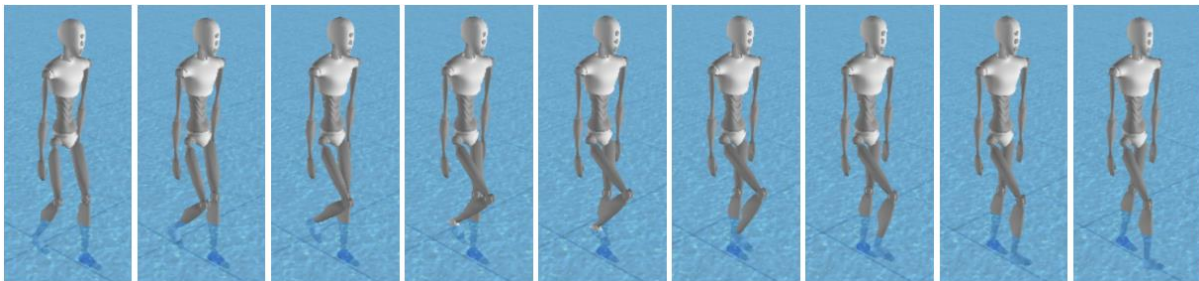


Figure 10-10 : Personnage virtuel marchant dans un volume de liquide. A cette hauteur de liquide, le pied en phase oscillante sort d'abord majoritairement verticalement du liquide avant d'avancer afin de minimiser la traînée.

4. Compensateur de forces externes. Notre système de compensation de champ de forces externes est une extension du mécanisme de compensation de la gravité de [Coros et al. 2010] et calcule une partie importante des couples nécessaires au mouvement. Le but est de calculer dynamiquement une partie des couples nécessaires à chaque articulation permettant ainsi l'utilisation de gains plus petits dans les contrôleurs PD principaux, améliorant ainsi la stabilité des simulations. L'utilisation de forces virtuelles s'opposant aux champs de forces externes affectant le personnage nous donne une bonne estimation de ces couples. Les forces externes que nous considérons sont le poids $P = mg$ de chaque corps rigide du personnage et la flottabilité F_B . Pour éviter du temps de calcul trop consommateur résultant de l'application de nombreuses petites forces virtuelles (selon la précision de l'échantillonnage des corps rigides), nous avons choisi de ne pas gérer les forces de traînée dans ce compensateur mais simplement de les appliquer en tant que forces externes. La force virtuelle finale appliquée à chaque corps rigide est donc $F = -mg + \rho V_i$.

5. Suivi de vitesse. Notre contrôleur inclut un suivi précis de la vitesse cible grâce à un décalage adaptatif sur la position du pied en phase oscillante calculé par l'IPM. Notre système considère la variation de vitesse intrapas du personnage pour calculer une force virtuelle plus efficacement. D'abord notre système utilise deux chaînes articulées : la première va du bassin au pied d'appui et la seconde ne contient que l'articulation entre le bassin et le torse. Nous ne considérons pas le haut du corps dans la deuxième chaîne car on ne veut pas que le personnage s'incline trop pour contrôler sa vitesse. Nous séparons les deux chaînes pour empêcher le personnage d'appliquer un trop grand couple sur la cheville lorsque l'inclinaison du torse est suffisante. Ensuite, nous nous sommes aperçu qu'appliquer de petits couples sur les articulations qui contrôlent les membres les plus massifs donnent un mouvement plus naturel que l'application de couples importants aux articulations mineures. Compte tenu de cette règle, nous avons modifié notre matrice Jacobienne pour qu'elle prenne en compte la masse de chaque membre lors de l'application de la force virtuelle contrôlant la vitesse. Finalement, partant du constat que la vitesse n'est pas constante au cours d'un pas et que le personnage est plus rapide au début et la fin d'un pas qu'au milieu de celui-ci, nous avons décidé de concevoir notre système pour apprendre la vitesse cible à chaque instant d'un pas nécessaire pour produire une force virtuelle globale aussi constante et proche que possible de la vitesse cible demandée. La courbe de vitesse d'apprentissage est

définie par k points clés uniformément répartis dans le cycle de marche (nos tests ont montré que $k = 11$ donne assez de précision sans demander trop de ressources). Les valeurs entre ces points sont calculées à l'aide de splines Catmull-Rom. La méthode d'apprentissage est basée sur un principe itératif où à chaque fin de pas nous calculons l'écart moyen entre la courbe de vitesse d'apprentissage et la courbe de vitesse simulée. Les points de référence de la vitesse d'apprentissage sont ensuite modifiés en fonction de cette différence constatée. Si la variation est supérieure à un seuil cela signifie que le personnage n'est plus dans un mouvement stable et dans ce cas nous arrêtons d'adapter notre courbe d'apprentissage et passons à une phase de récupération de l'équilibre gérée par l'IPM.

Optimisation hors ligne

Nous utilisons une optimisation hors ligne pour générer les poses de référence utilisées par le combinateur de contrôleurs. Cette optimisation définit un style de marche spécifique à un scénario donné, pour nous la vitesse du personnage et la hauteur de liquide. Les paramètres considérés sont les 51 points clés pour la trajectoire du bassin, des lombaires (L1), de la cheville d'appui, de la cheville oscillante, du genou d'appui et du pied oscillant.

Nous utilisons la fonction d'évaluation suivante :

$$f_{eval} = \sum_{t < k} (\alpha f_{energ} + \beta f_{drag} + \gamma f_{acc}) \times (1 + 0.1 \times R_{imp_alt}) + f_{speed} + f_{balance}$$

où k est la durée en secondes de l'évaluation. Cette fonction peut être séparée en deux parties, chacune composée de trois termes. La première partie correspond à la somme et définit les caractéristiques du mouvement que l'on veut observer. Nous utilisons une somme pondérée de trois termes, chacun définissant un comportement spécifique.

Minimisation de l'énergie consommée (f_{energ}). Le but de ce terme est d'obtenir un mouvement utilisant le moins d'énergie possible. Cette propriété est mesurée par la somme des normes des couples à chaque articulation.

Minimisation de la traînée (f_{drag}). Grâce à ce terme le personnage peut tenter de sortir ses jambes du liquide avant de les avancer et il empêche les pics de vitesse dans le liquide. Nous évaluons cette propriété en utilisant la somme des couples induits par les forces de traînée sur l'articulation parent du membre où les forces de traînée sont appliquées.

Minimisation de l'accélération angulaire (f_{acc}). L'objectif de ce terme est d'obtenir des mouvements fluides. Nous évaluons la fluidité à partir de la somme des carrés des accélérations angulaires pondérées par la masse du membre correspondant et à la fois pour le mouvement de référence et celui simulé.

La seconde partie de la fonction d'évaluation est constituée de termes limitant l'espace de recherche.

Pénalisation de l'altération d'IPM (R_{imp_alt}). Le système de modification de l'IPM a une grande influence sur le mouvement résultant. Même avec des poses de référence définies pour la marche avant notre système peut réussir à avancer vers l'arrière si on le lui demande. Pour limiter ces modifications extrêmes, nous pénalisons fortement les simulations reposant sur les modifications de l'IPM. Pour ce faire, nous utilisons le rapport entre la modification nécessaire pour obtenir un mouvement stable et son seuil maximal (0.09 dans nos tests).

Suivi de vitesse (f_{speed}). Le but de ce terme est d'éliminer les simulations où la convergence vers la vitesse cible prend trop de temps. Pour ce faire, nous utilisons une valeur de pénalisation élevée si l'erreur sur le suivi de vitesse est supérieur à 1% de la vitesse cible.

Equilibre du mouvement ($f_{balance}$). Avec ce terme, nous vérifions si nous avons un mouvement stable en refusant les simulations utilisant le système de récupération de l'équilibre. Si le système utilise au moins un pas de restauration, une valeur de pénalisation est donnée.

Expérimentations

L'espace de recherche présente de nombreux minimums locaux. Comme plusieurs systèmes d'animation physique, nous utilisons la méthode d'adaptation de la matrice de covariance (CMA) [Hansen 2006] pour

l'explorer. Le moteur physique utilisé est *Open Dynamics Engine* (ODE), et le pas de temps de simulation est de 5×10^{-4} seconde. Le modèle humain utilisé est composé de 28 degrés de liberté. Les collisions entre les membres du personnage ne sont pas prises en compte. Les gains des contrôleurs PD sont maintenus constants à travers les simulations et sont les mêmes que dans le contrôleur de marche de [Coros et al. 2009]. Les couples articulaires sont limités à 200 N.m pour les hanches et les genoux et 100 N.m pour les autres articulations. Le liquide simulé est de l'eau avec $\rho = 1000 \text{ kg.m}^{-3}$ et $\mu = 1$. Pour calculer les forces de traînée, nous utilisons un échantillonnage d'éléments de taille 0.02 cm par 0.02 cm. Le contrôleur de référence utilisé pour initialiser l'optimisation est celui utilisé par [Yin et al. 2007] pour obtenir une marche avant.

Le terme de minimisation de l'énergie consommée conduit bien à des marches où le pied en phase oscillante reste près du sol en l'absence d'eau. Lorsque partiellement immergé, le personnage maintient la jambe basse mais la surélève un peu plus haut pour aligner le pied avec sa vitesse. La minimisation de la traînée conduit à des mouvements gardant la jambe hors de l'eau le plus longtemps possible jusqu'à ce que la hauteur d'eau soit trop élevée pour le faire (la limite est un peu au-dessus de 0.5 m pour notre modèle, ce qui correspond à la hauteur des genoux). Il est intéressant de noter que le personnage utilise un léger mouvement latéral pour sortir la jambe de l'eau aussi vite que possible. La minimisation des accélérations angulaires conduit à des mouvements gardant le pied près du sol avec n'importe quelle hauteur d'eau mais qui empêche le personnage de se remettre de trop grandes perturbations externes.

Nous avons expérimenté les poids de la fonction d'évaluation (α, β, γ) . Nous avons finalement choisi d'utiliser les poids (3,6,1) car cette combinaison conduisait à des mouvements fortement influencés par la hauteur d'eau tout en gardant un mouvement d'aspect naturel. Avec ces poids, nous avons créé 10 contrôleurs de référence qui sont ensuite interpolés par le combinateur de contrôleurs pour obtenir un espace continu de mouvements de référence. Nous avons deux ensembles de contrôleurs correspondant à des vitesses du personnage de 0.3 m.s^{-1} et de 0.7 m.s^{-1} . Chaque ensemble contient un contrôleur pour chacune des cinq hauteurs d'eau suivantes : 0, 0.25, 0.5, 0.75 et 1 mètre. L'optimisation d'un ensemble de cinq hauteurs d'eau pour une vitesse donnée prend environ 9 heures (sur un ordinateur portable avec 8 GB RAM et un processeur i5 à 2.5 GHz).

Notre contrôleur permet la modification interactive de la vitesse cible du personnage, de la largeur de pas, de la hauteur d'eau ainsi que des propriétés physiques du liquide (densité et viscosité). Notre système est capable de résister à des forces externes et un minimum de 27 FPS a été constaté lorsque l'eau atteint les hanches. Le contrôleur peut suivre avec précision n'importe quelle vitesse cible de 0.2 m.s^{-1} à 0.8 m.s^{-1} sous n'importe quelle hauteur d'eau et jusqu'à 1.0 m.s^{-1} si la hauteur de l'eau est inférieure aux genoux. Le contrôleur est robuste à des densités de liquide jusqu'à 1.5 fois la densité de l'eau et trois fois la viscosité de l'eau.

Conclusion

Dans ce travail, nous nous sommes d'avantage concentrés sur l'obtention de simulations temps réel plutôt que sur le réalisme des mouvements. Le contrôleur réalisé pourrait bénéficier d'un modèle de liquide plus réaliste mais qui, tel quel, est difficilement compatible avec une animation temps réel (voir section suivante). Notre système utilise un seuil statique pour détecter le besoin de pas de récupération mais pourrait utiliser une valeur adaptative selon si l'apprentissage de la vitesse est terminé ou non. Pour l'instant, le contrôle du contact du pied avec le sol est uniquement obtenu par la spécification des poses de référence. Nous avons observé que de nombreuses démarches instables étaient causées par un contact entre le sol et seulement une partie du pied d'appui (bords latéraux ou sagittaux). Ce problème pourrait être résolu en ajoutant un contrôle de réaction locale sur la cheville d'appui pour assurer un meilleur contact (voir section suivante). Avoir un modèle non rigide pour les pieds pourrait également améliorer le contrôleur en apportant des stratégies d'équilibre plus avancées et des interactions plus réalistes entre l'humain virtuel et son environnement.

10.5 Contrôle basse fréquence

De nombreuses stratégies de contrôle permettent une simulation en temps réel d'un personnage virtuel mais très peu peuvent être utilisées dans un environnement virtuel contenant un nombre important d'objets physiquement simulés. L'une des raisons est que les stratégies de contrôle simples nécessitent une fréquence de simulation élevée (1 kHz ou plus). C'est le cas du contrôleur présenté précédemment qui est capable, en

plus du personnage virtuel, de simuler un fluide mais uniquement utilisant des principes d'hydrodynamiques très simples et donc rapides à calculer. Un moyen pour libérer du temps de calcul pour simuler des interactions physiques complexes est de diminuer la fréquence de simulation et de contrôler du personnage tout en y conservant un calcul simple et rapide. Des contrôleurs fonctionnant à des fréquences basses ont été proposés mais ils nécessitent des stratégies de contrôle complexes pour compenser le plus grand intervalle de temps entre chaque étape de contrôle, et donc peu de temps de calcul est finalement gagné [Muico et al. 2009, Muico et al. 2011] ou bien nécessite de long temps de traitement (par exemple d'apprentissage) [Liu et al. 2010, Liu et al. 2016, Greer 2016]. Dans [Carensac et al. 2017, Carensac et al. 2018] nous présentons un contrôleur de mouvement basé physique qui peut être utilisé avec des hautes et des basses fréquences de simulation. Pour produire des mouvements au moins aussi robustes, contrôlables et réactifs que ceux obtenus avec une fréquence élevée, nous proposons de nouveaux composants comme un stabilisateur de contact au sol et une gestion de la direction. Pour profiter pleinement des basses fréquences, nous avons porté une attention particulière à garder un faible coût de calcul pour chaque pas de simulation.

Notre contrôleur est construit sur la base du contrôleur précédemment décrit qui lui-même était inspiré du SIMBICON de [Coros et al. 2010]. Nous avons tout de même modifié notre processus d'apprentissage de la courbe de vitesse en normalisant la vitesse observée de sorte que la valeur médiane soit la même que la valeur médiane de la vitesse désirée. Cette modification permet d'accélérer la convergence de l'apprentissage de la vitesse intra-cycle. Nous avons également supprimé les contrôleurs d'équilibre linéaire pour réduire le nombre de paramètres d'entrée nécessaires à la simulation. Cela présente l'avantage de réduire les causes possibles d'instabilités lors de l'utilisation du contrôleur sur différentes fréquences de simulation. Le contrôleur est tout de même toujours robuste aux perturbations grâce à l'IPM et au contrôleur de la vitesse. Nous avons aussi modifié la façon dont les modifications d'orientation souhaitées sont gérées. Au lieu d'appliquer instantanément la nouvelle direction, nous la distribuons sur deux pas du personnage. Au cours de chacun de ces deux pas, nous passons lentement de l'ancienne orientation à la nouvelle sur une période de 0.3 seconde en utilisant une interpolation linéaire. Faire la transition sur deux pas est naturel puisque cela est fait sur une seule phase de support, c'est-à-dire qu'un seul appui s'est produit entre la commande de changement d'orientation et le moment où nous atteignons l'orientation souhaitée.

Stabilisateur de contact au sol

Lorsqu'une simulation physique est faite à basse fréquence, les positions des objets sont recalculées moins souvent et donc les collisions entre objets sont détectées moins rapidement, produisant des chevauchements plus difficiles à résoudre. Nous avons conçu un composant dans notre contrôleur, le stabilisateur de contact au sol, dont le but est de compenser les instabilités observées lorsqu'un pied est en contact avec le sol. Dans une situation idéale de contact complet pour un pied modélisé avec un cuboïde, les quatre coins inférieurs doivent être en contact avec le sol. En pratique, il est courant d'observer seulement trois ou moins points de contact. Il est également possible d'observer des changements soudains des points en contact entre deux pas de simulation successifs. Un faible nombre de points de contact peut entraîner des rotations non voulues de la jambe et donc déséquilibrer le personnage. Sans suffisamment de points de contact les forces de frottement appliquées sur le pied ne sont pas assez grandes pour annuler la rotation provoquée par le couple appliqué sur la hanche d'appui utilisé pour contrôler l'orientation du bassin. Dans notre approche, le stabilisateur assure au moins trois points de contact, limitant ainsi fortement la possibilité de toute rotation indésirable. Notre approche s'inspire de méthodes basées sur des échantillonnages utilisant une optimisation en ligne étant donné qu'elles sont capables de calculer des variations de pose de référence résultant en des contacts stables même avec des simulations à basse fréquence [Greer 2016]. Nous choisissons de ne pas utiliser une fenêtre de prévision et de gérer chaque pas de simulation indépendamment afin de gagner en temps calcul au détriment de la stabilité.

Dans notre approche, les échantillons définissent un couple supplémentaire à appliquer sur les articulations des jambes d'appui et non des variations de poses de référence. Cela rend notre système indépendant des données d'entrée, en particulier indépendant des gains des contrôleurs PD. Nous limitons également les échantillons aux articulations les plus directement impliquées dans le contact avec le sol afin de réduire l'espace de recherche de l'algorithme d'échantillonnage. Nous avons sélectionné les articulations situées dans la jambe d'appui étant donné qu'il est improbable que de petites variations sur les couples appliqués sur les autres articulations aient un impact significatif sur les contacts. Nous avons choisi d'exclure l'articulation des orteils

car elle n'a d'impact que sur la répartition des forces entre les orteils et le pied et non sur les forces totales appliquées sur le personnage. Nous avons également exclu l'articulation de la hanche puisque dans notre système elle est utilisée pour contrôler le bassin et non la jambe. Nos échantillons sont donc simplement constitués de l'articulation de la cheville (2 DOF) et du genou (1 DOF) de la jambe d'appui, résultant en un espace de recherche tridimensionnel.

En plus de limiter nos échantillons à ces 3 DOF, nous utilisons un modèle de personnage simplifié lors de l'évaluation des échantillons nous permettant de réduire son coût sans introduire d'erreurs significatives. Dans ce modèle, nous représentons les parties du corps retirées par une seule force représentant leur poids. Pour assurer une bonne estimation du contact, la jambe d'appui est conservée intacte. Nous avons expérimenté diverses combinaisons de parties du corps retirées et étudié leur impact sur le contrôleur.

Notre évaluation des contacts est faite en calculant la répartition des forces de réaction au sol (GRF) dans les pieds d'appui. Nous ne considérerons que la composante normale au sol et ne prenons donc pas en compte les composants résultant de la friction car les composants normaux sont plus stables et plus fiables et que de toute façon les forces tangentielles maximales dépendent de la composante normale (cône de friction). Notre objectif est de veiller à ce qu'une partie importante des GRF soient appliquées de chaque côté du pied, et non d'obtenir une répartition parfaitement homogène. Ceci revient à s'assurer que le centroïde des GRF ne s'approche pas trop des bords du pied. En pratique, on essaye de trouver des solutions gardant le centre de gravité à l'intérieur d'une zone 15% plus petite que le dessous du pied. Nous avons utilisé l'algorithme d'adaptation de la matrice de covariance (CMA) [Hansen 2006] pour générer les échantillons. Tout échantillon avec une fonction d'évaluation en dessous d'un certain seuil est accepté, le CMA est arrêté, et la solution trouvée est alors directement appliquée (couples articulaires supplémentaires) ce qui est généralement réalisé en très peu d'itérations.

Nous avons étudié les erreurs dans l'évaluation des pas futurs en utilisant différents modèles réduits (M1 à M6). Cette erreur est la différence moyenne des GRF sur 200 pas du personnage entre le modèle réduit et le modèle de personnage complet (M0). Nous l'exprimons en pourcentage de la somme des GRF obtenues avec M0. L'erreur pour un pas de simulation est la somme de la différence de la composante normale des GRF à chaque coin de la primitive du pied et sur les orteils entre le modèle réduit et le modèle complet. Les parties du corps simplifiées dans les six modèles réduits sont : les bras (M1), les bras et la tête (M2), tout au-dessus du bassin (M3), tout au-dessus du bassin et la jambe oscillante (M4), les bras, la tête et le pied oscillant (M5). Nous avons également testé une configuration dynamique (M6) qui est M3 lorsque les deux pieds touchent le sol et M4 si seul un pied d'appui est en contact avec le sol. Comme le montre la Figure 10-11 (haut), la simplification des bras et de la tête ne dégrade pas le stabilisateur. M6 montre que la jambe oscillante a également un impact important sur le stabilisateur. La comparaison entre M3 et M5 montre que la simplification de la jambe oscillante a un impact moins négatif que la simplification du torse. Nous avons également comparé l'amélioration des contacts avec le temps de calcul requis (voir Figure 10-11 bas). Le nombre de pas de simulation présentant un déséquilibre est fortement réduit par notre stabilisateur pour tous les modèles (M1 à M6). La comparaison de M3 et M5 confirme l'utilité de retirer la jambe oscillante par rapport au torse car M5 a un plus petit temps de calcul pour moins de pas montrant un déséquilibre. Deux des modèles réduits peuvent donc être envisagés pour une utilisation dans la version finale de notre système : M2 qui se traduit par une très bonne correction d'erreur sans calcul superflu et M5 qui offre un compromis entre le temps de calcul et la correction d'erreurs.

Etude des gains

Dans l'animation basée physique, les gains des contrôleurs PD utilisés dans le contrôle sont généralement obtenus à partir d'une optimisation hors ligne. La fonction de coût associée évalue généralement la qualité et la stabilité du mouvement. L'optimisation ne favorise pas un ensemble spécifique de gains tant qu'il produit un mouvement acceptable. Malheureusement si la plage de gains acceptables est petite, le processus d'optimisation peut échouer à trouver une solution alors qu'il en existe une. Nous avons étudié comment la plage acceptable de gains varie avec la fréquence de simulation. Pour ce faire, nous avons utilisé une optimisation hors ligne pour trouver la plage de gains (valeurs minimales et maximales) pour lesquelles le mouvement résultant reste similaire à celui obtenu avec la haute fréquence d'origine (1 kHz).

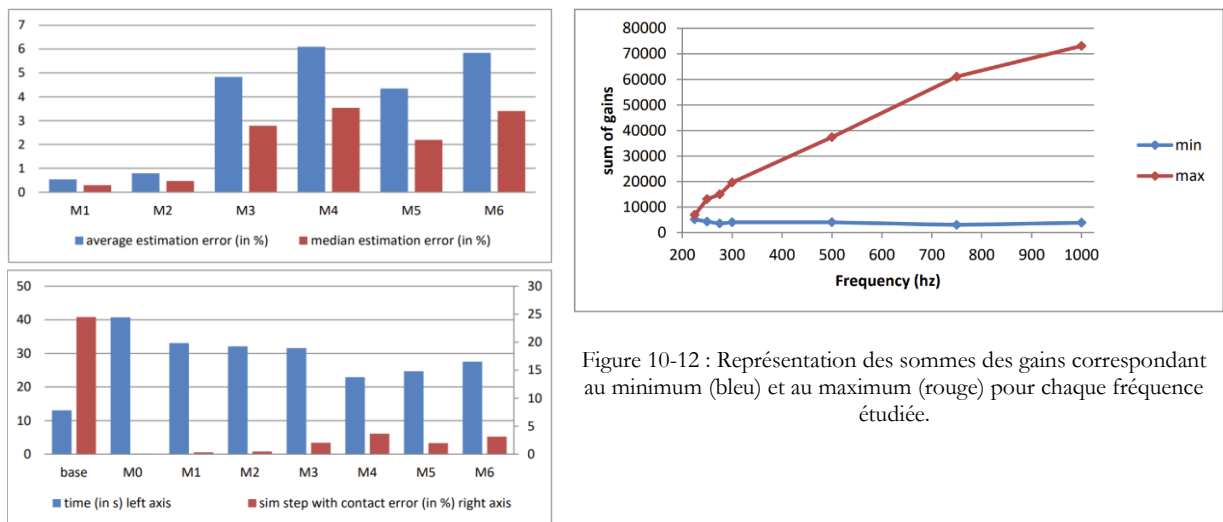


Figure 10-11 : (Haut) Estimation de l'erreur des modèles réduits. (Bas) En rouge le pourcentage des pas déséquilibrés et en bleu le temps d'évaluation.

La fonction de coût utilisée pour cette recherche contient trois termes. Dans le premier terme nous définissons si nous voulons trouver les gains minimaux ou les gains maximaux en utilisant leur somme pour tous les contrôleurs PD. Le deuxième terme assure que le nouveau mouvement est similaire à celui d'origine. Pour cela, nous mesurons les erreurs dans les déplacements des effecteurs terminaux (la tête et les mains). Dans le dernier terme nous assurons que les caractéristiques globales du mouvement sont conservées à travers la mesure de la vitesse globale du personnage et de son équilibre.

Comme précédemment, nous avons utilisé l'algorithme du CMA pour trouver les gains minimaux et maximaux pour chaque fréquence étudiée. Les résultats présentés dans la Figure 10-12 valident notre hypothèse. Les fréquences basses ont bien des plages de gains acceptables plus restrictives. La procédure d'optimisation a pu trouver des gains acceptables jusqu'à des fréquences aussi basses que 225 Hz tout en reproduisant fidèlement le mouvement obtenu à haute fréquence. Cependant, à des fréquences inférieures à 300 Hz, les contrôleurs n'étaient beaucoup moins robustes à des perturbations externes.

En regardant plus précisément les plages de valeurs acceptables par articulation, on peut observer deux phases. À partir d'une fréquence de simulation élevée et jusqu'à une certaine fréquence, la plage des valeurs possibles reste plutôt constante. Passé cette fréquence particulière, la plage de valeurs va soit lentement soit brusquement diminuer. Il est intéressant de noter que la fin de la première phase n'est pas observée à la même fréquence pour chaque articulation. Pour la plupart des articulations, elle est observée à des fréquences de 300 Hz ou moins, mais se produit autour de 1000 Hz pour le genou et la cheville. La hanche possède des caractéristiques particulières avec une valeur moyenne constante et faible sur toutes fréquences de simulation et une petite plage (inférieure à 20% de la valeur moyenne) pour chaque fréquence. De petites valeurs moyennes sont également observées sur la cheville et les orteils. Ceci s'explique car ces articulations sont celles les plus affectées par les systèmes de contrôle de l'équilibre et de la vitesse.

Conclusion

Notre stabilisateur de contact au sol n'est pas capable de corriger un grand déséquilibre des GRF. En particulier, il est très difficile de corriger les contacts lorsqu'un seul coin du cuboïde du pied touche le sol. Cette situation peut apparaître lors de l'application de grandes forces externes à basse fréquence. Pour éviter de perdre du temps dans ce cas, nous limitons notre CMA en ligne à cinq itérations. Appliquer des poussées latérales pour des fréquences de simulation basses peut déclencher cette limite. Les performances rapportées pour le stabilisateur de contact au sol ont été obtenues avec une implémentation à un seul thread. Comme les estimations des échantillons à l'intérieur d'une itération de notre CMA en ligne sont complètement indépendants les uns des autres, nous pourrions les évaluer simultanément dans des threads séparés. Notre contrôleur a généralement besoin de une ou deux itérations du CMA ce qui signifie que nous pourrions économiser jusqu'à 75% du temps actuellement utilisé par le stabilisateur. La performance finale dépend

beaucoup du point de départ utilisé pour le CMA. Même si les règles que nous avons utilisées pour déterminer les points de départ fonctionnent pour une large gamme de fréquences, quelques itérations supplémentaires de CMA sont parfois nécessaires ce qui entraîne une augmentation du temps de calcul. Les contrôleurs obtenus avec des fréquences inférieures à 300 Hz ne sont pas robustes à de grandes perturbations externes même s'ils restent beaucoup plus robustes que ceux de la littérature. Nous pourrions intégrer une méthode permettant d'aider les stabilisateurs de contact au sol à produire un mouvement stable même lorsque des conditions de contact extrêmes sont détectées. Nous aimerions aussi voir si nos observations permettraient de trouver des gains à basse fréquence pour d'autres types de mouvement comme pour la course.

Application à la simulation de personnage immergé

Tout ce travail de conception d'un contrôleur basse fréquence a été réalisé dans le but d'économiser du temps de calcul pour être capable de faire d'autres calculs en même temps que le contrôle de personnage. Ceci peut être utilisé par exemple pour simuler une foule de personnages physiques mais aussi pour simuler des interactions complexes permanentes avec l'environnement. Nous avons voulu donc ensuite intégrer le contrôleur à un environnement de simulation de fluide afin que le personnage puisse se déplacer dans et interagir avec un volume de liquide. Pour ce faire, nous avons dû adapter et optimiser un algorithme de simulation de fluide afin qu'il puisse s'exécuter en parallèle du contrôle. Dans [Carensac et al. 2022] et dont le code associé est disponible publiquement, nous proposons d'adapter et d'optimiser l'algorithme de fluide *Divergence Free Smoothed Particle Hydrodynamics* (DFSPH). Ce type d'algorithme est fréquemment implémenté sur des unités de traitement graphique (GPU) pour bénéficier des fortes capacités de calcul des architectures modernes. Cependant, de telles optimisations nécessitent des optimisations spécifiques pour utiliser la pleine capacité du GPU, les optimisations étant parfois contradictoires avec les optimisations utilisées dans les implémentations CPU. Nous avons exploré diverses optimisations sur l'implémentation GPU de l'algorithme DFSPH. En particulier, nous nous sommes concentrés sur des optimisations CPU qui n'ont pas été étudiées pour les implémentations GPU : l'indexation de la structure du voisinage, la fréquence de tri des particules de fluide, l'utilisation de tables de correspondance pour les calculs de la fonction de noyau et l'utilisation d'un *warm-start* pour améliorer les performances du solveur de pression itératif (voir Figure 10-13 (gauche)). Nous avons montré que certaines de ces optimisations ne sont efficaces que pour des configurations matérielles très spécifiques et ont même parfois un impact négatif sur les performances. Nous avons montré également que le *warm-start* réduit le temps de calcul mais introduit une instabilité cyclique dans la simulation. Nous proposons une solution pour réduire cette instabilité sans nécessiter de modifier l'implémentation de l'algorithme de fluide. Ceci nous a permis de simuler dans un environnement commun un fluide en interaction avec un personnage virtuel contrôlé interactivement (voir Figure 10-13 (droite)).

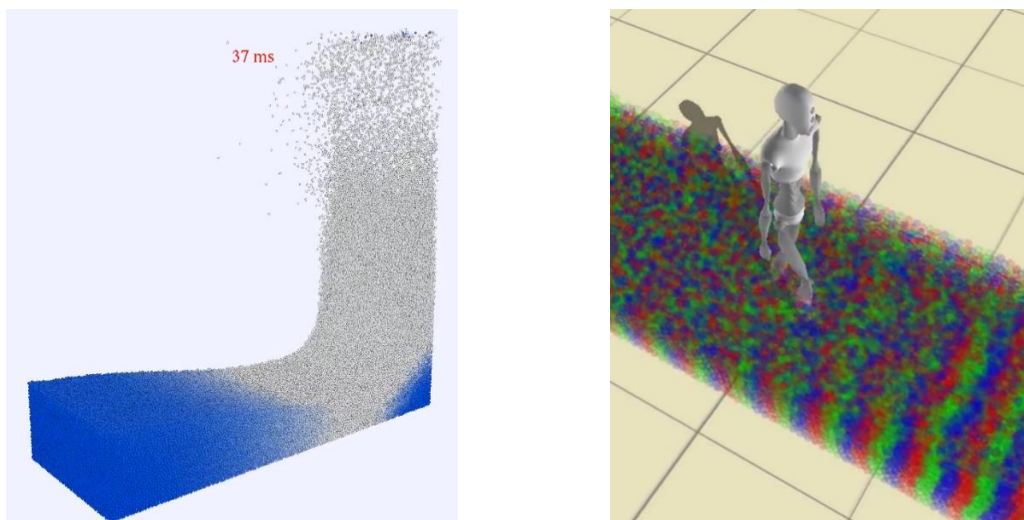


Figure 10-13 : (Gauche) Simulation de fluide DFSPH sur GPU. (Droite) Contrôle d'un personnage virtuel en interaction avec un fluide simulé.

Publications

- Morphology independent motion retrieval and control. N. Pronost, F. Multon, Q. Li, W. Geng, R. Kulpa et G. Dumont. *The International Journal of Virtual Reality* (8-4), pp. 57-65, décembre 2009
- Simple Data-Driven Control for Simulated Bipeds. T. Geijtenbeek, N. Pronost, et A.F. van der Stappen. *Proceedings of Eurographics / ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation (SCA)*, pp. 211-219, 2012
- Physics-based motion control through hierarchical neuroevolution. M. Hagenaaers, N. Pronost et A. Egges. *Proceedings of 27th Conference on Computer Animation and Social Agents (CASA)*, 2014
- Real-time gait control for partially immersed bipeds. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *Proceedings of 8th International ACM SIGGRAPH Conference on Motion In Games (MIG)*, 2015
- Physics-based control of virtual characters in low frequency. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *Journées Françaises d’Informatique Graphique (J.FIG)*, Rennes, France, 2017
- Physics-based control of walking virtual characters in low frequency simulations. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *31st International Conference on Computer Animation and Social Agents CASA*, 2018
- Optimizations for predictive-corrective particle-based fluid simulation on GPU. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *The Visual Computer*, 2022

Logiciel

- Fluid initialization and dynamic simulation window for SPH simulation – MIT Licence
https://gitlab.liris.cnrs.fr/npronost/sph_dynamic_window

Bibliographie

- [Al Borno et al. 2012] Trajectory optimization for fullbody movements with complex contacts. M. Al Borno, M. de Lasa, and A. Hertzmann. *Visualization and Computer Graphics, IEEE Transactions on*, 2012
- [Allen and Faloutsos 2009] Evolved controllers for simulated locomotion. B. Allen and P. Faloutsos. *Motion in Games*, pages 219–230, 2009
- [Carensac et al. 2015] Real-time gait control for partially immersed bipeds. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *Proceedings of 8th International ACM SIGGRAPH Conference on Motion In Games (MIG)*, 2015
- [Carensac et al. 2017] Physics-based control of virtual characters in low frequency. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *Journées Françaises d’Informatique Graphique (J.FIG)*, Rennes, France, 2017
- [Carensac et al. 2018] Physics-based control of walking virtual characters in low frequency simulations. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *31st International Conference on Computer Animation and Social Agents CASA*, 2018
- [Carensac et al. 2022] Optimizations for predictive-corrective particle-based fluid simulation on GPU. S. Carensac, N. Pronost et S. Bouakaz. *The Visual Computer*, 2022
- [Coros et al. 2009] Robust task-based control policies for physics-based characters. Coros, S., Beaudoin, P., Van de Panne, M. In *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 28, ACM, 170, 2009
- [Coros et al. 2010] Generalized biped walking control. Coros, S., Beaudoin, P., Van de Panne, M. In *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 29, ACM, 130, 2010
- [Geijtenbeek et al. 2012] Simple Data-Driven Control for Simulated Bipeds. T. Geijtenbeek, N. Pronost, et A.F. van der Stappen. *Proceedings of Eurographics / ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation (SCA)*, pp. 211-219, 2012
- [Gleicher 1998] Retargetting motion to new characters. M. Gleicher. *Proc. of ACM SIGGRAPH*, Jul. 1998, pp. 33–42

- [Grassia 1998] Practical Parameterization of Rotations Using the Exponential Map. Grassia F. S. The Journal of Graphics Tools 3, 3, 1–13, 1998
- [Greer 2016] Physics-based character locomotion control with large simulation time steps. David Andrew Greer. Ph.D. Dissertation. Bournemouth University, 2016
- [Hagenaars et al. 2014] Physics-based motion control through hierarchical neuroevolution. M. Hagenaars, N. Pronost et A. Egges. Proceedings of 27th Conference on Computer Animation and Social Agents (CASA), 2014
- [Hansen 2006] The CMA evolution strategy: a comparing review. Hansen N. Towards a new evolutionary computation, 75–102, 2006
- [Igel et al. 2008] Shark. Igel C., Glasmachers T., Heidrich-Meisner V. Journal of Machine Learning Research 9, 993–996, 2008
- [Kulpa et al. 2005] Morphology-independent representation of motions for interactive human-like animation. R. Kulpa, F. Multon, and B. Arnaldi. Computer Graphics Forum, Eurographics 2005 special issue, vol. 24, no. 3, pp. 343–352, 2005.
- [Kulpa et Multon 2005] Fast inverse kinematics and kinetics solver for human-like figures. R. Kulpa and F. Multon. Proceedings of IEEE Humanoids, Tsukuba, Japan, december 2005, pp. 38–43.
- [Liu et al. 2010] Sampling-based contact-rich motion control. Libin Liu, KangKang Yin, Michiel van de Panne, Tianjia Shao, and Weiwei Xu. In ACM Transactions on Graphics (TOG), Vol. 29. ACM, 128, 2010
- [Liu et al. 2016] Guided Learning of Control Graphs for Physics-Based Characters. Libin Liu, Michiel Van De Panne, and Kangkang Yin. ACM Transactions on Graphics 35, 3 (May 2016), 1–14, 2016
- [Muico et al. 2009] Contact-aware nonlinear control of dynamic characters. Uldarico Muico, Yongjoon Lee, Jovan Popovic, and Zoran Popovic. In ACM Transactions on Graphics (TOG), Vol. 28. ACM, 81, 2009
- [Muico et al. 2011] Composite control of physically simulated characters. Uldarico Muico, Jovan Popovic, and Zoran Popovic. ACM Transactions on Graphics 30, 3 (May 2011), 1–11, 2011
- [Pronost et al. 2009] Morphology independent motion retrieval and control. N. Pronost, F. Multon, Q. Li, W. Geng, R. Kulpa et G. Dumont. The International Journal of Virtual Reality (8-4), pp. 57-65, 2009
- [Smith 2006] Open Dynamics Engine User Guide v0.5. Smith R. 2006
- [Stanley and Miikkulainen 2002] Evolving neural networks through augmenting topologies. K.O. Stanley and R. Miikkulainen. Evolutionary computation, 10(2):99–127, 2002
- [Tan et al. 2011] Articulated swimming creatures. Tan J., Gu Y., Turk G., Liu C. ACM Transactions on Graphics 30, 4, 58, 2011
- [Uithol et al. 2012] Hierarchies in action and motor control. S. Uithol, I. van Rooij, H. Bekkering, and P. Haselager. Journal of Cognitive Neuroscience, 24(5):1077–1086, 2012
- [Wang et al. 2010] Optimizing Walking Controllers for Uncertain Inputs and Environments. Wang J., Fleet D., Hertzmann A. ACM Transactions on Graphics 29, 4, 1–8, 2010
- [Wu and Popovic 2010] Terrain-Adaptive Bipedal Locomotion Control. Wu J.-C., Popovic Z. ACM Transactions on Graphics 29, 4, 2010
- [Yin et al. 2007] Simbicon: Simple biped locomotion control. Yin, K., Loken, K., Van De Panne, M. In ACM Transactions on Graphics (TOG), vol. 26, ACM, 105, 2007

Chapitre 11. Contrôle pour la prédiction

Les travaux présentés dans le chapitre précédent avaient pour objectif de simuler, par un contrôle temps réel et interactif, le mouvement d'humains virtuels. Ces contrôleurs ont la possibilité de s'éloigner légèrement des données de mouvement de référence par exemple pour prendre en compte une commande utilisateur (changement de vitesse, de direction, de morphologie etc.) ou des perturbations (forces externes, changement de sol, interactions avec un fluide etc.). Hélas, plus cet éloignement est grand, moins le mouvement simulé sera naturel. Pour réussir efficacement à simuler un mouvement différent de celui disponible, le contrôleur doit être conçu spécifiquement pour cette tâche, c'est alors que l'on parle de prédiction de mouvement. La prédiction de mouvement peut être définie par l'obtention, par simulation, d'un mouvement non connu initialement mais dont certaines propriétés, souvent de haut niveau comme une vitesse globale ou bien des données sur le modèle, sont disponibles. Cette approche est très utile dans de nombreux domaines de la médecine humaine et en particulier en chirurgie orthopédique et traumatologique. En effet, la prédiction de mouvement peut alors par exemple apporter une aide au diagnostic en réalisant des simulations prédictives d'évolution d'une pathologie ou de l'effet d'un traitement ou simplement de la dégradation naturelle de la condition d'un patient.

Le projet ANR PRCI nommé OMEGA que j'ai porté avait pour objectif de développer une nouvelle génération de simulateur, basé sur le calcul des mouvements les plus optimaux sur des modèles musculosquelettiques, avec la promesse de prédire et donc d'améliorer des stratégies thérapeutiques pour des patients. Manipuler le système musculosquelettique afin de prédire l'effet d'une pathologie ou d'une intervention sur le mouvement d'un individu particulier est un très grand défi. Les progrès de la modélisation physiologique humaine et du contrôle du mouvement ont rendu cette étape réalisable, et certaines pathologies et leurs traitements peuvent être couverts de manière réaliste par un tel simulateur. L'un des défis pour atteindre cet objectif est de définir des propriétés physiologiques spécifiques au sujet à manipuler pour représenter au mieux les conditions mesurées du sujet, et donc produire des simulations présentant le traitement correct. Dans les travaux présentés ci-après, réalisés dans le cadre du projet OMEGA, il sera fait référence à une condition de référence initiale C_0 connue, et une condition altérée C_1 que nous tentons de prédire (voir Figure 11-1).

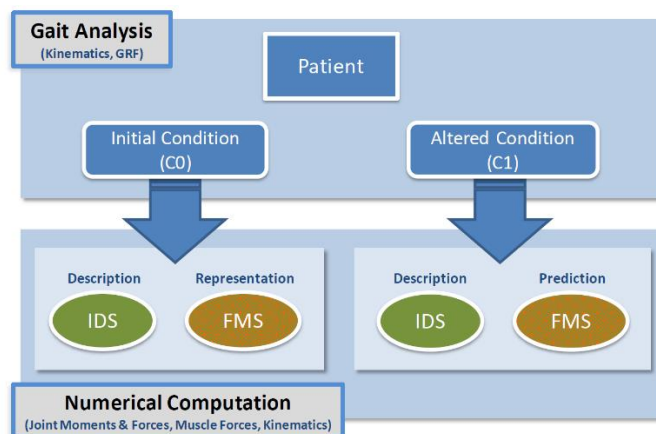


Figure 11-1 : Dans le projet OMEGA, les données d'analyse de mouvement d'un patient dans une condition initiale (C_0) et une condition altérée (C_1) sont analysées avec des simulations en dynamique inverse (IDS). Les propriétés de la condition C_1 sont ensuite utilisées par le contrôleur en simulation directe (FMS). Les résultats des deux simulations sont ensuite comparés.

Une simulation en dynamique inverse pour deux conditions a été réalisée : le port d'une orthèse du genou et la pathologie du pied tombant. Deux simulateurs prédictifs ont été développés (voir les deux sections ci-après). Un simulateur par contrôle optimal a été défini pour suivre un mouvement de référence, maintenir l'équilibre et contrôler la direction de la marche dont les paramètres ont été en partie trouvés grâce à un processus d'optimisation. Un deuxième simulateur basé sur des réseaux de neurones et des processus d'optimisation a également été conçu. Une analyse approfondie des propriétés de ce simulateur a été effectuée, en ce qui concerne sa précision, sa robustesse et sa sensibilité et a été utilisée pour déterminer les paramètres optimaux pour la prédiction. Afin de prédire les mouvements, notre approche consistait à appliquer des déformations

au mouvement de référence afin d'obtenir des simulations nouvelles et stables sans réentraînement des réseaux de neurones. Les prédictions en condition altérée pour le cas de l'orthèse (simulation de la pathologie du genou raide) ont ainsi été comparées à des données cliniques.

11.1 Approche par contrôle optimal

Le premier simulateur prédictif conçu, par contrôle optimal, est décrit dans [Santos et al. 2021a, Santos et al. 2021b] et appliqué à la simulation prédictive de marches de patients ayant subi un AVC. Les patients ayant subi un AVC présentent souvent diverses anomalies de la marche telles que le pied tombant (*drop foot pathology*), la démarche du genou raide (*stiff-knee gait*, SKG) et une hyperextension du genou. La stimulation électrique fonctionnelle (FES), obtenue grâce à la pose sur le patient d'un petit équipement, a pour but de stimuler électriquement les muscles défaillants pendant la marche. Cette stimulation améliore la marche d'un patient atteint de la pathologie du pied tombant bien que la mécanique de cet effet ne soit pas bien comprise. Pour répondre à cette question, nous avons évalué la démarche d'un patient post-AVC marchant avec et sans FES par analyse en dynamique inverse et comparé les résultats à une simulation par contrôle optimal. L'effet de la FES et la relation de cause à effet des modifications de la force musculaire du genou et de la cheville ont été étudiés. Nous avons également prédit des schémas de marche sains à différentes vitesses pour simuler la marche du sujet sans déficience. Nous avons constaté que le moment passif du genou jouait un rôle important dans l'estimation de la force musculaire avec une hyperextension du genou, qui était diminuée avec la FES. La FES a également amélioré la vitesse de marche et réduit la circumduction. Ces résultats donnent un aperçu des stratégies compensatoires adoptées par les patients post-AVC qui peuvent guider la conception de programmes de réadaptation et de traitement individualisés.

Données expérimentales

Nous avons étudié une patiente post-AVC (une femme de 47 ans mesurant 1.60 m et pesant 63.8 kg) traitée avec le dispositif FES ActiGait. La patiente a subi un AVC hémorragique de l'hémisphère gauche 10 ans auparavant et reçu un traitement par FES environ 1 an avant les mesures. Les données de capture de mouvement ont été obtenues avec un système optique infrarouge composé de 12 caméras MX contrôlées par le logiciel Nexus v1.8.5 (Vicon Motion System, Oxford, UK) à une fréquence d'échantillonnage de 200 Hz et avec des marqueurs rétro réfléchissants attachés au sujet selon le modèle *Plug-in Gait*. Les GRF ont été mesurées à 1 kHz en utilisant deux plateformes de force (Type BP400600 AMTI, Watertown, MA, États-Unis). Deux conditions du patient ont été enregistrées dans la même session : la condition DF (C0) du pied tombant sans assistance et la condition FES (C1) avec l'aide de l'appareil FES activé. La vitesse de marche préférée dans les deux conditions était respectivement de 0.55 ± 0.04 et 0.95 ± 0.05 m/s. Un enregistrement statique est utilisé pour mettre à l'échelle le modèle et quatre marches pour chaque condition ont été capturées.

Un processus de cinématique inverse, de dynamique inverse et d'analyse cinématique ont été effectués à l'aide des outils disponibles par défaut dans OpenSim pour obtenir les angles articulaires, les vitesses, les moments et les forces musculaires. Le modèle 3D du bas du corps *gait2392* a été utilisé et l'articulation métatarsophalangienne a été verrouillée. La mise à l'échelle du modèle a été effectuée dans OpenSim en utilisant l'enregistrement statique. Les résultats obtenus dans OpenSim pour chaque condition sont labélisés ID dans les comparaisons (ID-DF et ID-FES). Le modèle utilisé (21 degrés de liberté et 92 muscles) a été créé en utilisant le modèle musculotendineux de Hill [Zajac 1989, De Groot et al. 2016] et le modèle de Raasch [De Groot et al. 2009, Raasch et al. 1997] a été utilisé pour décrire la dynamique d'activation musculaire. Les longueurs de muscle et de tendon, les vitesses et les bras de levier ont été définis comme des fonctions polynomiales des positions et des vitesses des articulations [Falisse et al. 2019, van der Bogert et al. 2013]. L'interaction pied-sol a été modélisée comme un contact Hunt-Crossley [Delp et al. 2007, Shermann et al. 2011] en utilisant six sphères, dont les paramètres ont été optimisés.

Formulation du contrôle optimal

L'estimation des paramètres, le suivi et la simulation prédictive ont été formulés comme un problème de contrôle optimal. L'approche utilisée est celle décrite par [Falisse et al. 2019, Falisse et al. 2020] qui repose sur le principe de collocation directe. Le problème de contrôle optimal a été transcrit en un problème de

programmation non linéaire à l'aide de CasADi [Andersson et al. 2019] et le problème d'optimisation résultant a été résolu en utilisant IPOPT [Wächter et al. 2006]. Les deux algorithmes ont été implémentés dans MATLAB (R2019a). La collocation directe avec un schéma de collocation de Radau de troisième ordre a été utilisée pour la transcription [Falisse et al. 2019].

Le suivi de mouvement inclut des termes dans la fonction de coût qui minimisent la différence entre les variables optimisées et les résultats de dynamique inverse. Cette fonction de coût a pour but de représenter les erreurs des angles articulaires, des moments angulaires, les forces de réaction au sol et leurs moments, ainsi que d'inclure des termes mesurant les activations musculaires, les accélérations angulaires, les vitesses de contraction et les forces des tendons. Chaque mouvement a été suivi séparément et les facteurs de poids entre les termes de la fonction variaient entre ces mouvements.

Le modèle comprenait une formulation des moments articulaires passifs, représentant l'effet des structures passives et générant un moment dans la direction opposée lorsque l'angle de l'articulation dépassait une certaine limite. Le moment articulaire interne net a été calculé comme la somme du moment passif et du moment généré par les muscles. Une fonction exponentielle a été utilisée pour représenter le moment articulaire passif. Afin d'étudier l'effet du moment passif généré lors de l'hyperextension du genou, trois ensembles de paramètres qui déterminent le moment passif de flexion du genou ont été appliqués dans la simulation de suivi pour DF. Dans le premier ensemble de paramètres (PM-Def), les valeurs par défaut des paramètres de moment passif utilisés par [Falisse et al. 2019] ont été appliquées. Dans un deuxième ensemble (PM-High), les paramètres ont été modifiés pour augmenter le moment de flexion passive du genou. Enfin, dans un troisième ensemble (PM-None), la limite d'angle d'extension a été augmentée au-delà de l'amplitude maximale du genou, ce qui a pour effet qu'aucun moment passif ne peut être généré.

Afin de représenter une marche saine, des simulations prédictives de marche normale (Pred-Normal) ont été effectuées à l'aide des paramètres génériques obtenus après la mise à l'échelle statique dans OpenSim (c'est-à-dire identiques à ceux utilisés dans les simulations de dynamique inverse et de suivi). Deux vitesses de marche expérimentales et trois plus rapides ont été utilisées dans ces simulations à 0.55, 0.95, 1.10, 1.40 et 1.70 m/s. Une simulation prédictive de la condition DF (Pred-DF) a été réalisée pour étudier l'effet des changements dans le système musculosquelettique sur la marche pathologique. La simulation a été réalisée à une vitesse de marche de 0.55 m/s. La formulation et le modèle musculosquelettique utilisés dans la simulation prédictive étaient similaires à ceux de la simulation de suivi, mais la fonction de coût n'incluait pas les termes de suivi. Ainsi la marche obtenue était indépendante des données expérimentales (cinématique, cinétique et GRF). En revanche d'autres termes ont été inclus dans la fonction de coût prédictive, comme le taux d'énergie métabolique et la distance parcourue par le bassin. La résolution du problème de contrôle optimal avec cette fonction de coût a permis les prédictions de marches. Étant donné que les facteurs de poids ont un impact sur les marches, les valeurs ont été conservées constantes dans toutes les simulations prédictives. La vitesse de marche a été imposée mais le temps de foulée a été optimisé. Un cycle de marche complet a été simulé et la périodicité du cycle de marche a été imposée. Une analyse de sensibilité a été effectuée pour les simulations prédictives avec différents paramètres modifiés (facteurs de poids des termes de la fonction de coût, estimation initiale, modèle d'énergie métabolique, paramètres des sphères de contact pied-sol, modèle de moment passif du genou et paramètres musculotendineux).

Résultats

La composante passive du moment de l'articulation du genou a changé avec la représentation du moment passif dans la condition DF. Seul le suivi avec PM-High a été en mesure de représenter adéquatement l'hyperextension et le moment de flexion du genou de l>ID-DF pendant la phase d'appui. Comme prévu, aucun moment passif n'a été observé dans le suivi avec PM-None. ID-DF et le suivi PM-None ont entraîné des forces élevées pour les muscles iliopsoas, ischio-jambiers, gastrocnémien et tibial antérieur pendant la phase d'appui. Le suivi des angles et des moments articulaires était correct à l'exception de la dorsiflexion maximale de la cheville et de la flexion plantaire pendant la phase oscillante.

Pred-Normal_{0.55} n'a pas révélé les anomalies observées dans le suivi de DF avec PM-High et a donné une démarche plus naturelle, à l'exception de l'angle de la hanche, qui a montré une amplitude de mouvement réduite. Tous les moments articulaires étaient diminués sauf la dorsiflexion de la cheville en début de cycle de marche. D'autre part, Pred-DF a montré une hyperextension du genou et un pied tombant. Pred-Normal_{0.55} a

montré moins de force musculaire que le suivi de DF avec PM-High pour tous les muscles à l'exception du soléaire. Les forces ont été augmentées en Pred-DF par rapport à Pred-Normal^{0.55}.

Dans les résultats de dynamique inverse, la FES a corrigé l'hyperextension du genou et le pied tombant, mais n'a pas amélioré le SKG par rapport à la DF (voir Figure 11-2). L'amplitude et le moment de la hanche pendant la phase d'appui et le moment de l'articulation de la cheville ont été augmentés en ID-FES. L'ID-DF a entraîné un moment de flexion du genou pendant la phase d'appui tandis que l'ID-FES a produit un moment d'extension du genou. Les valeurs de GRF ont également augmenté dans ID-FES par rapport à ID-DF. Le pic de dorsiflexion de la cheville n'a pas été bien suivi avec PM-High et FES. Aucune anomalie de la marche n'a été observée dans la jambe controlatérale. La FES a eu moins d'effet sur les angles et les moments des articulations, et les conditions DF et FES ont été bien suivies. Pred-DF et ID-DF ont montré des phases d'appui plus longues et plus courtes, respectivement, que tous les autres résultats. Les forces musculaires étaient similaires dans le suivi de FES et ID-FES. Le FES a augmenté les forces du *gluteus maximus*, *rectus femoris*, *vasti*, *soleus* et *tibialis anterior* par rapport au suivi DF avec PM-High.

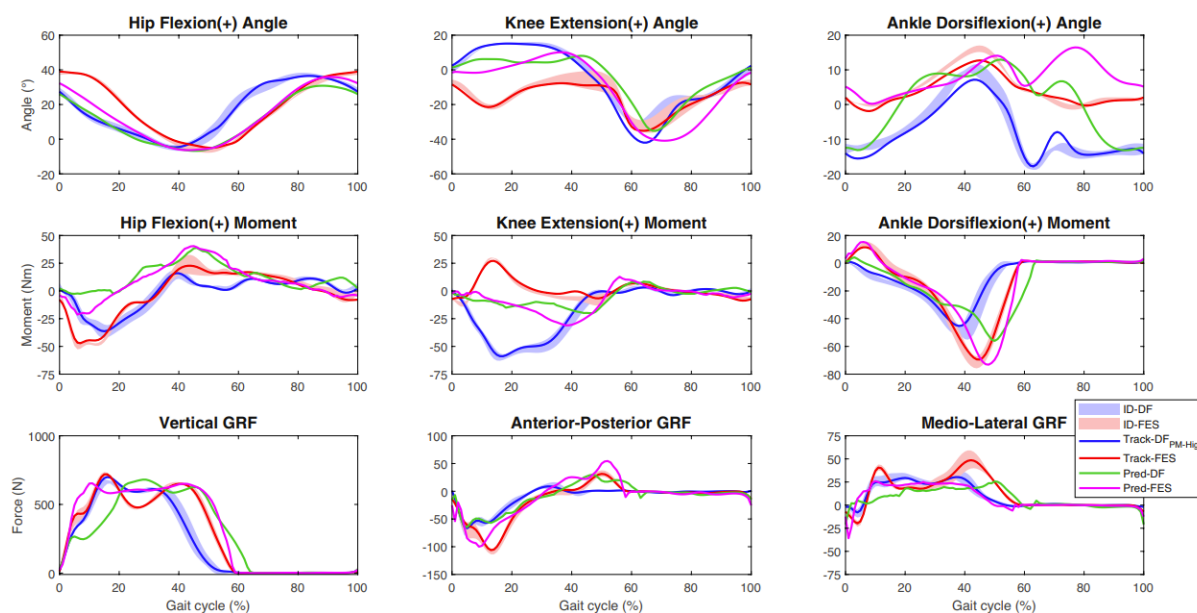


Figure 11-2 : Effet de la FES sur la dynamique inverse, le suivi et la prédiction de la marche DF.

L'augmentation de la vitesse globale dans Pred-Normal a entraîné une augmentation de la vitesse de flexion du genou en fin de phase d'appui. La FES a diminué la circumduction et a augmenté l'impulsion de freinage précoce à la fois en dynamique inverse et dans le suivi.

Conclusion

Dans ce travail, nous avons comparé la démarche d'un patient post-AVC dans différentes conditions en utilisant la dynamique inverse, le suivi et des simulations prédictives. La dynamique inverse et le suivi de l'angle du genou, des moments et des forces musculaires ont montré un plus grand écart en DF qu'en condition FES. La simulation prédictive du patient post-AVC présentait des anomalies de la marche ainsi qu'une démarche normale à différentes vitesses de marche. La modification de la force isométrique maximale du groupe musculaire couvrant le genou et la cheville a corrigé les anomalies des marches prédites. De plus, la simulation prédictive de l'effet du FES a corrigé le pied tombant, mais il y avait des écarts par rapport aux résultats de dynamique inverse et de suivi.

Une limite de ce travail a été l'utilisation d'un modèle musculosquelettique générique qui n'incluait pas les caractéristiques spécifiques du sujet. Comme ni d'imagerie par résonance magnétique (IRM) ni des données d'électromyographie (EMG) n'ont été recueillies, il n'a pas été possible de créer un modèle musculosquelettique personnalisé. Des données d'imagerie échographique, d'IRM ou d'EMG pourraient permettre de valider et d'améliorer la personnalisation des paramètres musculotendineux. Une autre limite est que nous avons analysé qu'un seul patient, puisque l'accent de cette étude était sur l'application de la méthodologie. Par conséquent, les résultats et les conclusions peuvent ne pas être généralisés à l'ensemble de

la population post-AVC. De plus, ce travail pourrait être amélioré par une modélisation plus précise du FES dans le modèle prédictif.

Des études futures sur la marche pathologique utilisant ces méthodes chez un plus grand nombre de patients pourraient conduire à leur application dans un contexte clinique. Par exemple, la simulation prédictive pourrait être utilisée pour évaluer comment la marche de personnes victimes d'un AVC peut être affectée par différentes options de traitement telles que l'utilisation d'orthèses, de FES ou d'injection de toxine botulique. Cela permettrait des recommandations thérapeutiques individualisées ou même des recommandations basées sur le niveau de déficience motrice, le temps écoulé depuis l'AVC et l'âge. Une limitation du problème de contrôle optimal est le manque de confiance que les résultats représentent un optimum global. Pour réduire ce problème, tous les résultats de simulation prédictive ont été obtenus en utilisant une estimation initiale différente pour chaque trajectoire articulaire. Les facteurs de pondération des termes de la fonction de coût, de l'estimation des paramètres, du suivi et des simulations prédictives ont été réglés manuellement. Dans la simulation de suivi, les valeurs qui ont donné une marche la plus similaire aux données expérimentales ont été sélectionnées pour chaque simulation. Par conséquent, nous avons démontré que l'approche proposée a le potentiel d'aider l'investigation des causes des troubles de la marche et la conception de programmes de réadaptation et de traitement individualisés de patients post-AVC.

11.2 Approche par apprentissage

Nous venons de voir une réalisation de prédictions grâce à une approche par contrôle optimal. Cette approche suppose que pendant l'entièreté du mouvement aucune commande interactive et aucune force d'interaction n'agit sur le personnage ou sur l'environnement car la fonction de coût ne peut intégrer aucun élément non prévu. Pour permettre cette utilisabilité, le simulateur doit être conçu pour prendre en compte ce type d'évènement. Le principe du contrôle en boucle fermée est alors relativement inévitable. Nous avons réalisé la conception d'un second simulateur, en boucle fermée, dont le but est de prédire les mêmes mouvements de marches pathologiques mais sur lesquels une interactivité est possible [Bonis et al. 2020, Bonis et al. 2021a, Bonis et al. 2021b, Bonis 2022].

Simulation directe explicite et apprentissage

Ce simulateur prédictif utilise un modèle squelettique placé dans un environnement virtuel basé physique et actionné par un système adaptatif. Ce système adaptatif génère des signaux de commande appropriés pour maintenir l'équilibre, pour produire un mouvement similaire au mouvement de référence et pour assurer des tâches supplémentaires telles que la minimisation du coût de transport. A chaque pas de temps, des servomoteurs placés à chaque degré de liberté du modèle reçoivent des signaux du système adaptatif. Une fois les signaux convertis en moments angulaires, la dynamique du système est intégrée par le moteur physique.

Notre système adaptatif est basé sur un réseau de neurones, inspiré de [Lee et al. 2019], et des contrôleurs PD stables (SPD) pour chaque degré de liberté du personnage virtuel. Le réseau de neurones prend en entrée le mouvement simulé sous la forme des positions et vitesses relatives des corps rigides ainsi que la phase (pourcentage du cycle de marche) notée φ (voir Figure 11-3). A partir de ces données, il calcule des décalages (simple somme) d'angles à appliquer sur le mouvement de référence (voir Figure 11-4). Ce mouvement décalé est ensuite utilisé par les contrôleurs SPD.

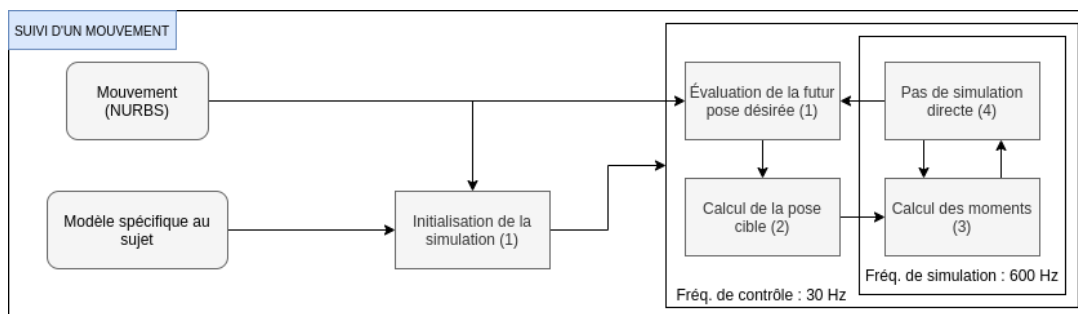


Figure 11-3 : Processus d'imitation d'un mouvement de référence par l'utilisation d'un réseau de neurones.

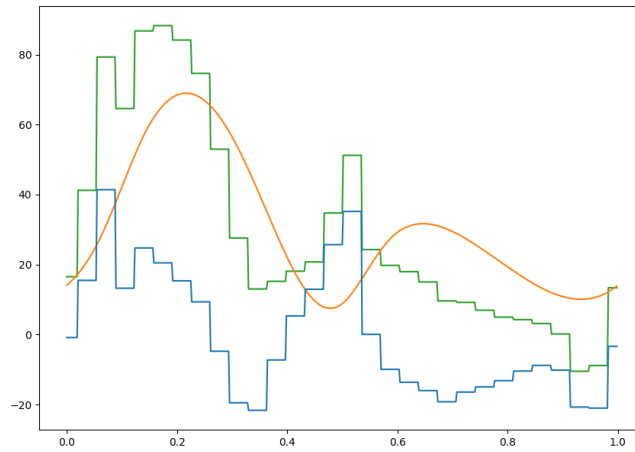


Figure 11-4 : (orange) une trajectoire articulaire de référence (flexion du genou droit), (bleu) le décalage d'angle calculé par le réseau de neurones, (vert) la trajectoire de référence décalé utilisée dans le contrôle. En abscisse la phase, en ordonnée les angles en degrés.

Le réseau neuronal est entraîné pour maintenir l'équilibre en utilisant une approche basée sur les données. Dans un premier temps, l'objectif est d'apprendre une stratégie de contrôle qui produit des mouvements similaires à la cinématique de référence. La fonction de coût est composée d'une combinaison pondérée de termes calculés à partir de la différence entre l'état actuel et l'état de référence. Un terme supplémentaire agrège la somme des moments cinétiques pour refléter le coût du transport. Nous supposons que l'entraînement du réseau de neurones sur plus d'un mouvement cinématique de référence le rendra plus robuste aux variations de l'entrée de référence, et permettra donc la prédiction et l'interactivité.

Nous avons d'abord traité les données cinématiques brutes en faisant pivoter le mouvement pour avoir l'orientation moyenne de chaque mouvement dans une direction unique et en définissant $\varphi = 0$ sur le premier contact du pied droit. De cette façon, le réseau neuronal ne sera pas spécialisé pour une direction et un instant de marche particuliers. Nous travaillons toujours avec deux conditions : la condition initiale (C0) où un sujet marche normalement à une vitesse auto-sélectionnée et une condition altérée (C1) où un sujet marche également à une vitesse auto-sélectionnée mais portant une orthèse restrictive sur le genou droit, imposant ainsi une démarche de genou raide (*stiff-knee gait*, SKG). La restriction de l'orthèse a été fixée à 20 degrés de flexion du genou droit.

Prédictions de marche

Une fois le réseau de neurones entraîné, les données cinématiques de référence peuvent être modifiées pour obtenir de nouveaux mouvements. Des mouvements prédictifs sont ainsi trouvés en recherchant, par optimisation, des ensembles de modifications du mouvement de référence qui produisent des simulations valides (voir Figure 11-5). La qualité des simulations prédictives est mesurée avec une fonction de coût composée d'une combinaison pondérée de deux termes. Le premier terme estime la pertinence du mouvement produit en pénalisant les simulations pour lesquelles le personnage virtuel tombe ou des collisions se produisent entre les jambes pendant les 15 premiers cycles de marche. Le deuxième terme dépend des caractéristiques de la marche et donc de la pathologie ciblée. Dans notre exemple, la marche SKG, elle pénalise la flexion du genou, mesurée sur les 10 derniers cycles de marche.

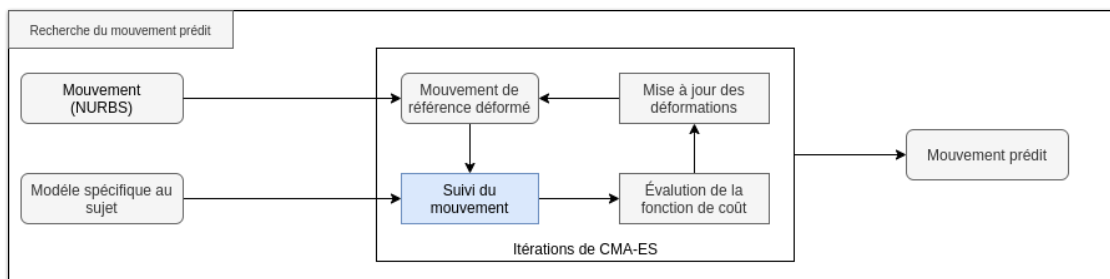


Figure 11-5 : Processus d'optimisation permettant la prédiction.

Chaque simulation prend environ 1 seconde à exécuter (20 fois plus vite que le temps réel). Il était important d'utiliser une méthode qui converge avec un minimum d'évaluations et sans qu'il soit nécessaire d'évaluer les gradients car le problème est discontinu. Nous avons choisi la méthode de l'adaptation de la matrice de covariance (CMA) [Hansen 2016].

Avec la représentation discrète du mouvement, il y a plus de 1000 paramètres à optimiser. La méthode de CMA affiche les meilleures performances avec un nombre de paramètres inférieur à 100. Deux stratégies ont été utilisées pour réduire l'espace de recherche. Tout d'abord, nous calculons une approximation paramétrique de chaque trajectoire articulaire nous permettant de modéliser une trajectoire complète à partir de quelques points de contrôle seulement. Ensuite, une comparaison visuelle entre les trajectoires des deux conditions C0 et C1 et les connaissances issues de l'analyse de la marche de la pathologie ciblée ont été utilisées pour identifier un sous-ensemble des trajectoires à inclure dans l'optimisation.

Représentation des trajectoires paramétriques

Nous recherchons une description paramétrique des trajectoires avec les caractéristiques suivantes : approximation précise avec un petit nombre de paramètres, continuité C^2 et évaluation rapide. La spline à base rationnelle non uniforme (NURBS) présente ces avantages. Nous choisissons d'utiliser des NURBS périodiques cubiques pour toutes les trajectoires à l'exception des coordonnées du plan transversal du bassin car représentant l'avancée du personnage donc non périodique. Pour ces coordonnées, nous avons choisi des B-splines cubiques. Le placement optimal des points de contrôle a été calculé comme une combinaison pondérée de termes relatifs à la similarité, au placement relatif des points de contrôle et à la distribution des poids. Le placement relatif des points de contrôle est utilisé pour assurer la continuité C^2 , car les NURBS cubiques perdront cette propriété si deux points de contrôle ou plus ont la même coordonnée.

Le terme de similarité est calculé comme la somme des différences au carré entre les données d'origine et l'évaluation des NURBS, pour chaque pas de simulation. Les autres termes de la fonction de coût sont respectivement calculés comme la distance minimale entre deux points de contrôle consécutifs, la valeur moyenne des poids et le minimum des poids. Nous utilisons la méthode CMA pour l'optimisation car le problème présente des discontinuités.

Tout d'abord, nous avons choisi d'exclure les modifications des coordonnées du plan transverse du bassin car le maintien de la continuité C^2 serait inutilement complexe. Ensuite, pour chaque point de contrôle des NURBS il y a 3 paramètres : la coordonnée sur l'axe x, la coordonnée sur l'axe y et le poids. L'espace de recherche accessible par modification des trajectoires est réduit en empêchant de modifier tous les paramètres, mais modifier uniquement la coordonnée en y permet de maintenir la continuité C^2 et ne réduit pas beaucoup l'espace de recherche par rapport à la seule modification sur l'axe des abscisses ou sur le poids. De plus, le fait de n'avoir qu'un seul paramètre par point de contrôle permet de réduire au maximum la complexité de la recherche de prédiction.

Résultats des apprentissages

Neuf entraînements ont été réalisés où chaque mouvement de référence était représenté par des trajectoires décrites avec des NURBS périodiques et non-uniformes composées de 8 points de contrôle. Un entraînement dure environ 10 heures en parallélisant la simulation des transitions sur les 12 threads d'un processeur cadencé à 3.6 GHz. Les calculs de propagation sur le réseau de neurones n'ont pas été réalisés sur GPU. En effet, il représente très peu de temps de calcul par rapport aux simulations elles-mêmes. Quelle que soit la configuration, les entraînements ont une durée similaire car la condition d'arrêt est la réalisation de 22 millions de transitions et la durée de simulation d'une transition est constante. Pour rappel, la simulation parallélisée est environ 20 fois plus rapide que le temps réel.

La Figure 11-6 (haut) montre l'évolution de la récompense par transition en fonction du nombre de cycles d'apprentissage pour une des 7 configurations d'entraînement différentes testées. Au milieu de la figure on voit aussi la répartition des récompenses par transition en fonction de la phase d'initialisation de la simulation (le φ de départ $\in [0,1]$) et en bas en fonction de la direction de déplacement (entre $-\pi$ et π).

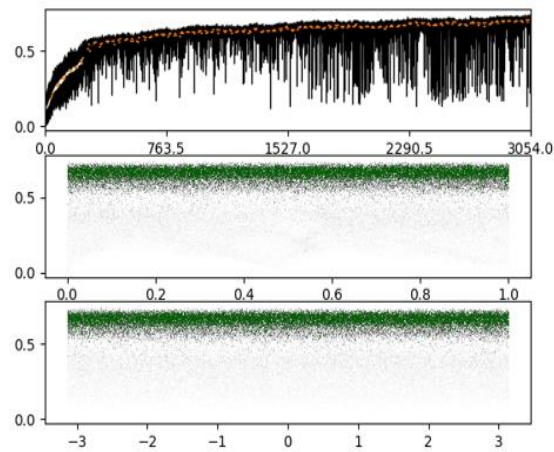


Figure 11-6 : Evolution de la fonction de coût, récompense en fonction de la phase initiale et de la direction.

Pour chaque entraînement qui commence avec un réseau non entraîné on observe deux phases au cours de l'apprentissage. La première phase s'étend environ du premier au 300^{ème} cycle, et correspond à une augmentation rapide de la récompense pour les 3/4 des transitions. Cette phase n'est pas observée lorsque que l'on réalise un ré-entraînement avec des perturbations. La deuxième phase s'étend du 300^{ème} cycle à la fin de l'apprentissage, elle correspond à une évolution beaucoup plus lente des récompenses. Sachant que lors des premiers cycles de l'entraînement le réseau n'est pas capable de produire des mouvements de marche, on peut interpréter ces deux phases. Premièrement, une phase qui va permettre au réseau de produire un mouvement de marche stable. Puis, une deuxième phase qui va permettre de mieux suivre le ou les mouvements de référence. On remarque finalement que l'entraînement produit un simulateur qui ne dépend ni de la direction de la marche ni de l'instant de démarrage de la simulation.

Les suivis de mouvements obtenus après entraînement respectivement sur les mouvements C0 et C1 ont été analysés (voir Figure 11-7 pour le mouvement C0), et plus de 20 mesures biomécaniques ont été utilisées pour comparer mouvements de référence et mouvements simulés sur 500 simulations de 20 cycles de marche avec des phases initiales différentes.

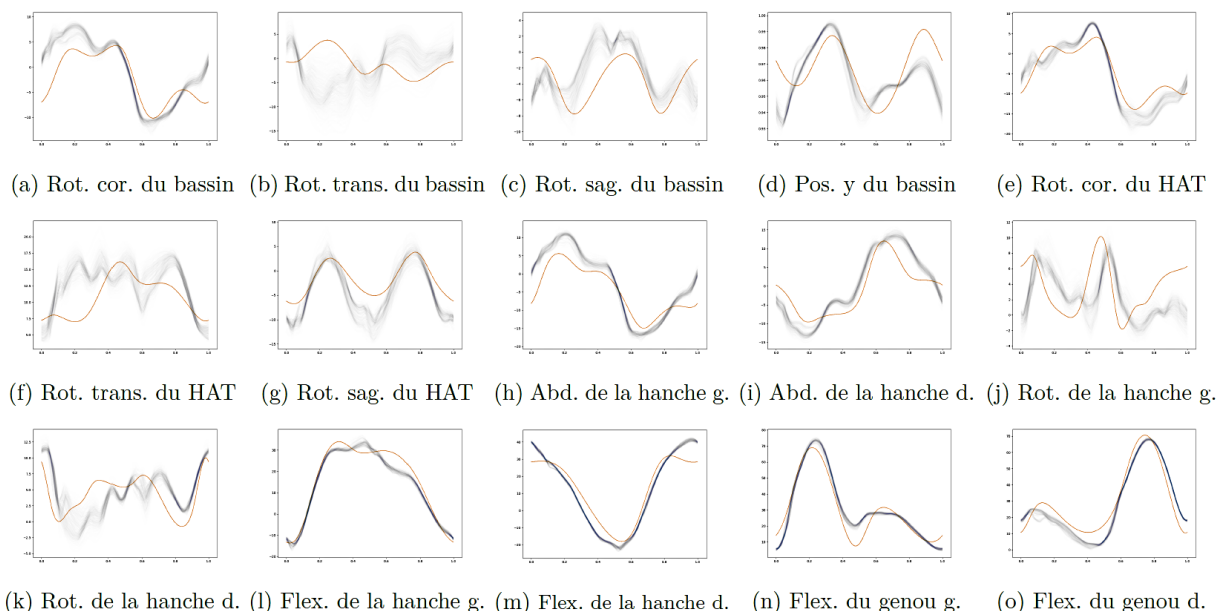


Figure 11-7 : Trajectoires de référence (orange) et simulées (bleue) de la condition C0.

On observe que les durées des différentes phases du cycle de marche et de la cadence sont bien simulées et que le mouvement est stable. On observe des différences significatives sur les indicateurs comme la flexion des hanches au moment du contact initial, la flexion maximale de la hanche en phase de vol, le maximum de l'abduction de la hanche gauche en phase de vol, la flexion maximale du genou, une dorsiflexion plus

importante en appui et plus faible en vol. Toutes ces différences s'expliquent par nos choix de modélisation (ex. modèle du pied), et nos choix de conception du simulateur (ex. augmentation de la flexion des hanches indispensable à la réalisation d'une simulation stable, priorité à certains critères dans la récompense de l'apprentissage).

Résultats des prédictions

Le mouvement de la condition C1 a été prédite en utilisant le réseau entraîné sur 7 mouvements C0 du même sujet et sur lequel des perturbations aléatoires ont été appliquées lors de l'entraînement. La prédiction est réalisée en recherchant, par optimisation, les paramètres du contrôleur donnant le meilleur résultat. Différents jeux de paramètres ont été étudiés (3 jeux principalement constitués de points de contrôle des trajectoires de référence) ainsi que différentes combinaisons de fonction de coût (flexion maximale du genou pathologique imposée, minimisation de la moyenne des moments angulaires).

Les meilleurs résultats ont été obtenus avec le jeu de paramètres composé de l'ordonnée des points de contrôle des trajectoires de la rotation coronale du haut du corps, la rotation coronale du bassin, la hauteur globale du bassin, l'abduction des hanches et la flexion des genoux. Un paramètre permettant de modifier la durée du cycle de marche est aussi optimisé. Les critères de la fonction de coût étaient la minimisation de la moyenne des moments et l'optimisation de la flexion du genou.

Cette prédiction avait pour objectif de montrer qu'il est possible d'optimiser une flexion du genou afin de respecter la contrainte de 33 degrés de flexion maximale de la condition pathologique et de réduire l'énergie en utilisant le jeu de paramètres cité. Le résultat a été obtenu après un peu plus de 1400 itérations de l'algorithme d'optimisation CMA, soit environ 7h30. L'optimisation n'a pas convergée, elle a été arrêtée après les 1400 itérations (voir Figure 11-8 et Figure 11-9).

On observe des dissymétries pour la flexion maximale du genou et pour la flexion minimale du genou en phase de simple appui. On observe les écarts significatifs suivants dans les mesures biomécaniques : diminution de la flexion des hanches lors du contact initial, diminution de la flexion moyenne de la hanche gauche, diminution de la flexion maximale des deux hanches, augmentation de l'abduction maximale du genou droit, augmentation de la rotation externe maximale du genou gauche, diminution de la flexion du genou gauche pour toutes les autres mesures, diminution de la flexion du genou droit, augmentation de la flexion au moment du contact initial, diminution de la longueur du pas gauche et diminution de la vitesse de marche. On observe aussi une augmentation de plus de 15% de la longueur du pas réalisée avec la jambe droite et une augmentation de plus de 10% de la vitesse de marche.

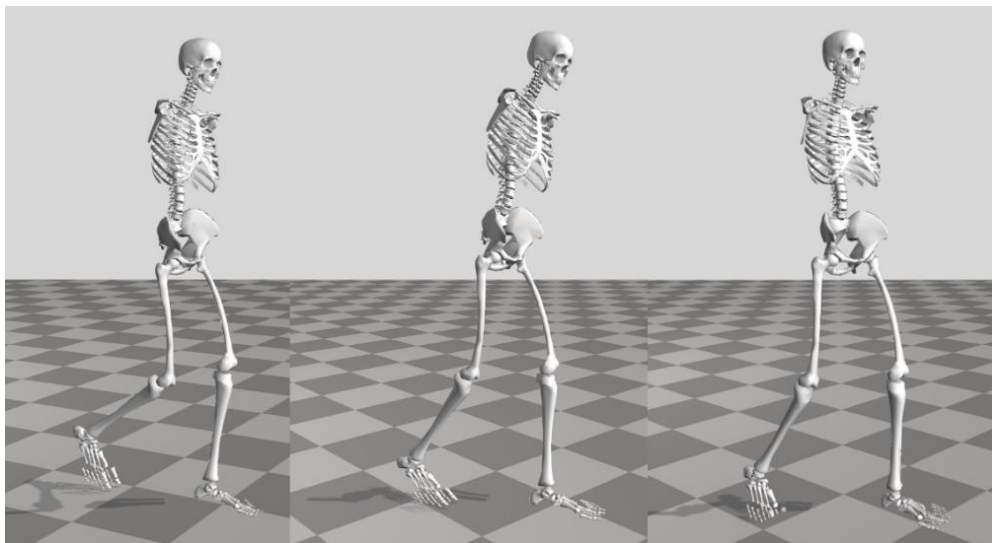


Figure 11-8 : Illustration du simulateur prédictif pour la pathologie du genou raide. A gauche, la condition initiale (C0) du sujet, au milieu la condition altérée (C1), et à droite la condition altérée prédite.

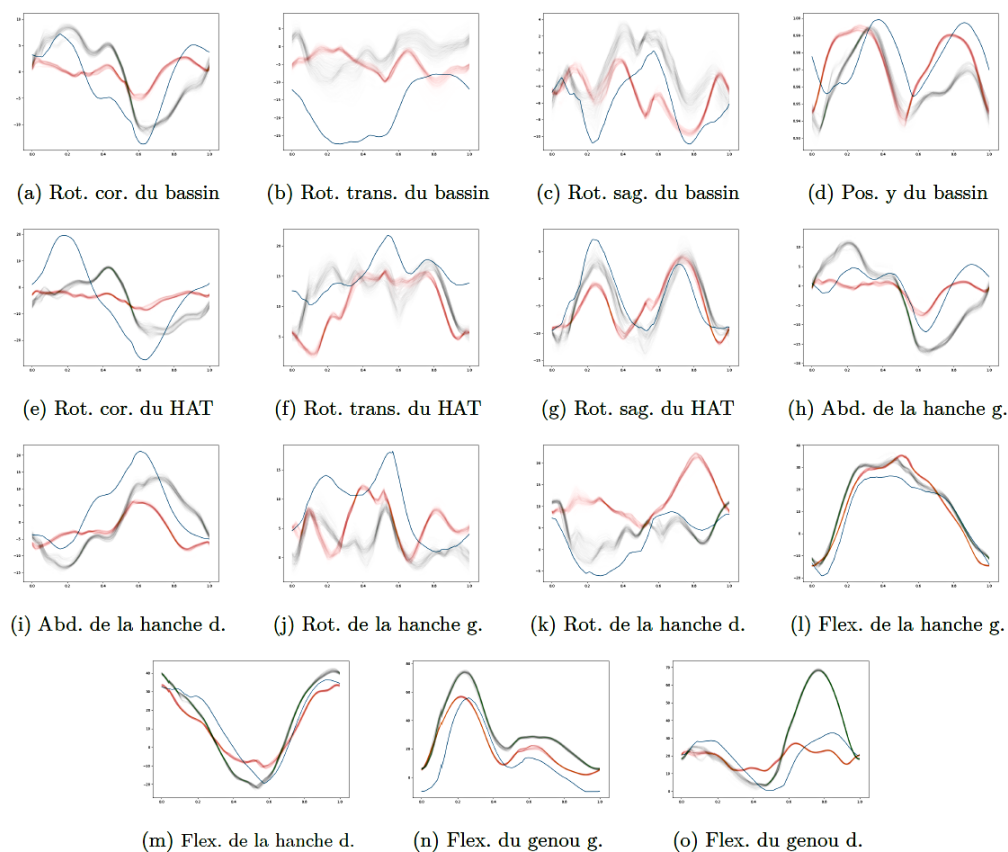


Figure 11-9 : Comparaison des mouvements simulés de la condition C0 (vert), de la condition C1 (rouge) et de la simulation prédictive de la condition C1 (bleu).

Les principaux éléments qui ressortent sont le respect de la contrainte imposée sur le genou droit, et certains comportements attendus et inattendus. Les comportements attendus observés sont : la diminution de la flexion maximale du genou gauche, la diminution de la flexion maximale du genou gauche en 1^{ère} phase de double appui et le changement de vitesse de marche. On observe aussi des comportements qui sont inattendus : pas d'augmentation du maximum de rotation externe de la hanche droite, hyper-extension des deux genoux en phase de simple appui, diminution importante du maximum de flexion gauche en phase de simple appui, et pas de changement de cadence.

Là encore, le respect de la contrainte sur la flexion du genou est un point très positif. Un deuxième point positif est la réduction de la vitesse de déplacement. Elle s'explique probablement par l'ajout de la minimisation des moments. Mais cette minimisation de l'énergie semble causer une dissymétrie importante dans le mouvement, en particulier sur la longueur des pas.

Conclusion

Le simulateur prédictif conçu nous a permis d'obtenir différents réseaux de neurones avec des propriétés différentes. Ils se limitent tout de même à l'utilisation simultanée de différents mouvements de référence. Afin de choisir un réseau approprié, nous avons proposé une routine d'analyse des réseaux. Parmi les propriétés étudiées dans cette analyse, on trouve la robustesse aux perturbations et aux changements dans le mouvement de référence. Nous pensons que cette routine d'analyse peut être utilisée de manière plus générale, pour comparer d'autres méthodes de contrôleurs directs.

L'analyse des mouvements a été limitée par le manque de variabilité dans les mouvements simulés. Les changements de la condition initiale et les perturbations ne permettent pas d'avoir une variabilité comparable à celle de la réalité. Cela pourrait être amélioré en introduisant plus de modifications de la durée des cycles de marche. Cette variabilité pourrait aussi permettre, pendant l'entraînement, d'avoir plus de mouvements de référence et ainsi obtenir un contrôleur plus robuste. La possibilité de faire ressembler le mouvement de référence à des mouvements pathologiques, approche déjà rapportée dans la littérature, pourrait aussi permettre d'améliorer la robustesse du contrôleur. De même, pour passer d'un mouvement sain à un

mouvement pathologique, une description des transformations permettrait de réduire le nombre de variables à optimiser.

Les résultats obtenus avec la méthode de prédiction montrent l'émergence naturelle de plusieurs phénomènes compatibles avec la réalité. On peut citer par exemple la réduction de la vitesse de marche pour minimiser l'énergie. Par contre, l'apparition de dissymétries de longueur des pas n'est pas naturelle et pourrait probablement être corrigée en utilisant une pénalisation sur la dissymétrie de la marche.

11.3 Contrôle pour l'accessibilité

Un autre travail que le projet OMEGA a été récemment réalisé sur ce même thème du contrôle de mouvement pour la prédiction. Nous avons travaillé avec le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) de l'Université Gustave Eiffel sur le contrôle de mouvement de tâches motrices liées à des questions d'accessibilité. Du fait du vieillissement de la population, l'accessibilité des personnes âgées lors de leurs déplacements est un enjeu grandissant. La solution classique pour attester de l'accessibilité d'un système est l'expérimentation in-vivo. Cette solution a cependant certaines limitations que ce soit au niveau de la conception du montage qui ne peut pas facilement simuler toutes les configurations possibles, du protocole expérimental qui doit prendre en compte la fatigue des participants, et du recrutement des participants qui peut s'avérer difficile. Une solution pour aider à concevoir le montage de l'expérimentation est l'utilisation de la simulation numérique. Notre objectif était de concevoir un simulateur de marche capable de simuler des marches pathologiques lors de passages d'obstacles. Pour ce faire, une méthode de contrôle a été utilisée pour réaliser une cinématique et une dynamique suffisamment biofidèle pour une utilisation dans le domaine de la biomécanique et la simulation prédictive.

Simulateur direct

Le simulateur a été développé en utilisant la bibliothèque de fonctions d'OpenSim [Delp et al. 2007]. Bien que majoritairement utilisé pour l'analyse du mouvement par optimisation en dynamique inverse ou directe via son interface utilisateur, OpenSim propose également des bibliothèques utilisables par des développeurs. Celles-ci peuvent alors être utilisées comme base pour créer de nouveaux contrôleurs.

Le modèle utilisé est un modèle squelettique 3D actionné par des couples articulaires. Pour calculer les forces de contact transversales, OpenSim implémente le modèle de friction de Coulomb. Cependant, durant le développement du simulateur, il est apparu que ce modèle permettait au pied de glisser trop facilement sur le sol. En effet, la force de réaction étant calculée en fonction de la vitesse relative des géométries de contact, il est possible d'atteindre une configuration dans laquelle la vitesse relative des géométries est suffisamment faible pour que la force calculée n'empêche pas suffisamment le glissement. Jugeant ce phénomène non acceptable pour nos simulations, il a été décidé de développer un modèle propre à ce projet. La situation à éviter étant le glissement du pied sur le sol, il a été décidé d'utiliser l'hypothèse d'un contact sans glissement ou contact adhérent. Le modèle créé utilise ainsi des éléments viscoélastiques assimilables à des systèmes de ressorts-amortisseurs pour contrôler la position du pied sur le sol. Ce type de solution a par exemple été utilisé par Anderson et Pandy [Anderson et Pandy 1999], mais un modèle propre à notre simulateur a été conçu. Deux ensembles de trois éléments viscoélastiques sont associés à chaque pied. Le premier ensemble est placé au point médian des deux sphères de contact liées au talon. Le second est, quant à lui, placé au niveau de la sphère de contact la plus avancée des orteils. Dans les deux cas, le placement des ensembles dans le plan horizontal correspond à la position du centre des sphères mais la position sur l'axe vertical est située à hauteur du centre des sphères moins le rayon des sphères pour que le point d'application des forces soit au plus proche du sol. Chaque élément, bien que lié aux pieds, exerce une force ou un couple dans le repère global. Les ensembles sont composés d'un élément exerçant une force dans la direction antéropostérieure, d'un élément exerçant une force dans la direction média-latérale, et d'un élément exerçant un couple autour de l'axe normal du sol. La phase d'appui est divisée en trois phases qui déterminent la manière d'utiliser chaque élément.

Une simulation par contrôle de la cinématique articulaire a besoin de trajectoires de référence dont la détermination peut se faire de différentes manières. L'un des objectifs de ce projet étant la biofidélité du mouvement, il a été décidé d'utiliser des données expérimentales issues de captures de mouvement. La

méthode choisie fait appel à une base de données de mouvement préexistante pour la marche. Une autre base de données a été créée durant le projet pour le passage de lacunes et la montée/descente d'un tapis roulant. Les données sont utilisées pour déterminer les poses clés des trajectoires et pour définir un modèle statistique afin de déterminer leurs valeurs en fonction des caractéristiques de la simulation. Les trajectoires sont alors construites par interpolation entre ces poses clés afin d'obtenir des trajectoires continues. En plus des trajectoires de référence, le modèle statistique est également utilisé pour déterminer des paramètres spatio-temporels de la marche tels que la longueur et la durée de la foulée.

Dans notre simulateur, nous avons quatre briques de contrôle (voir Figure 11-10). Le contrôleur proportionnel dérivé (PDC) détermine les couples articulaires à appliquer pour suivre les trajectoires articulaires de référence grâce à des régulateurs proportionnels et dérivés. Il s'applique aux degrés de liberté de la jambe en phase d'appui. Le contrôleur du talon en phase oscillante (SFC) gère la position du pied en phase oscillante pour suivre sa trajectoire de référence dans l'espace tridimensionnel via l'application de forces virtuelles sur le talon. La longueur du pas est assurée par l'utilisation du modèle statistique et la largeur de pas est assurée par le calcul de la marge de stabilité. Le contrôleur en charge du CdM (CC) gère la vitesse du modèle et une partie de son équilibre via l'application de forces virtuelles sur le CdM. La compensation de la gravité (GC) permet de calculer les couples articulaires nécessaires pour compenser l'effet de la gravité sur un segment et donc permettre aux autres briques de contrôle d'utiliser des gains moins élevés pour contrôler ces segments. Il est utilisé sur les corps rigides de la jambe en phase oscillante et sur les membres supérieurs.

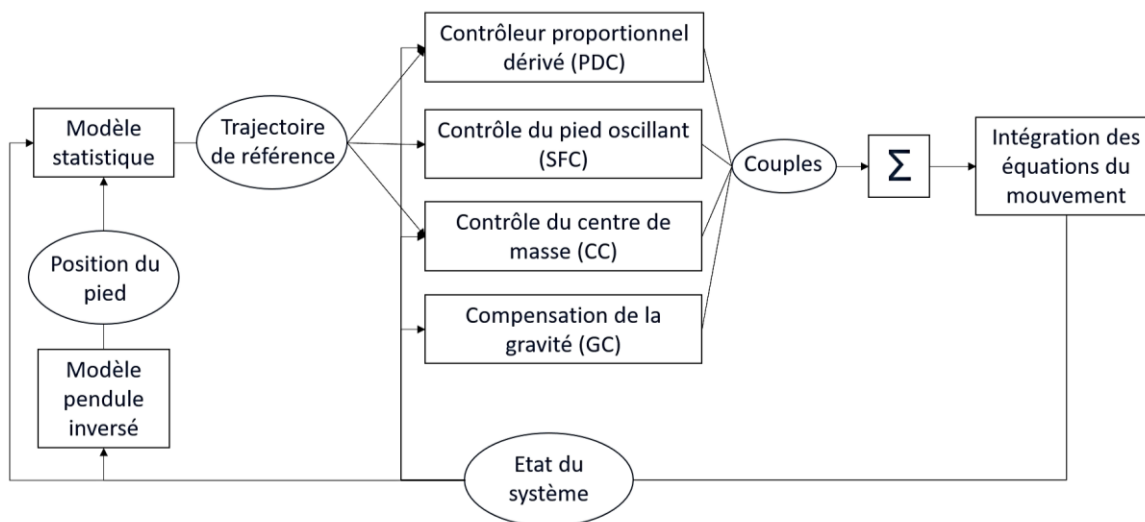


Figure 11-10 : Schéma global du fonctionnement du simulateur. Les quatre briques de contrôle produisent des couples articulaires qui sont appliqués à chaque pas de simulation. L'état simulé est utilisé pour recalculer les trajectoires de référence utilisées dans les briques de contrôle.

Au cours de l'élaboration de ce contrôleur, nous nous sommes aperçus que toutes les briques de contrôle n'étaient pas utiles (voire contre-productives) pour tous les degrés de liberté et à chaque instant dans le cycle de marche. Nous avons donc cherché, empiriquement et par optimisation, quelles briques devaient être actives ou inactives pour quels degrés de liberté et dans quelle phase du cycle de marche. La Figure 11-11 résume ces résultats. Nous pouvons ainsi constater que certains degrés de liberté ne sont jamais contrôlés par certaines briques, que d'autres nécessitent leur utilisation constamment et encore d'autres seulement partiellement.

Optimisations

Les coefficients utilisés entre les quatre briques, qui produisent tous des moments articulaires, ont été optimisés, d'abord manuellement puis par un algorithme d'optimisation utilisant la méthode du CMA [Hansen 2006]. Le premier aspect à avoir été optimisé est le contrôle du CdM. Le choix d'optimiser le suivi du CdM en premier vient du résultat des optimisations manuelles. La fonction de coût utilisée contient un terme pénalisant la chute et la perte de contact avec le sol, et des termes minimisant l'erreur de trajectoire et de vitesse du CdM, du pelvis, les forces de contact au sol et les gains du PDC. Ensuite, c'est-à-dire grâce à une deuxième optimisation réalisée avec comme point de départ la solution optimale obtenue à l'étape précédente, le contrôle de la trajectoire du talon a été optimisé grâce à une fonction de coût contenant des termes minimisant les

erreurs de positions de contact au sol, les durées des pas et les trajectoires du talon. Au vu des résultats obtenus, le CC est considéré comme nécessitant le plus une optimisation. En effet, le suivi des trajectoires du talon semble aussi correct lors d'un deuxième pas simulé que lors du premier, à l'exception de la fin de phase oscillante du membre inférieur droit dans la direction verticale. Les DoF contrôlant la hauteur du talon contrôlant également son avancée, l'un des rôles de l'optimisation est justement de déterminer des valeurs de coefficients capables de suivre simultanément les trajectoires dans ces deux directions. Le suivi de la trajectoire antéropostérieure étant le même lors du second pas que lors du premier, il est possible que le problème de suivi dans la direction verticale soit dû aux problèmes de suivi du CC qui impactent le SFC.

		Premier double appui	Simple appui	Second double appui	Phase oscillante
Flexion-extension de hanche	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	SFC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Adduction-abduction de hanche	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	SFC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Rotation interne-externe de hanche	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	SFC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Flexion-extension de genou	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	SFC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Dorsi-planti flexion de cheville	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Inversion-éversion subtalaire	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Flexion-extension métatarsophalangienne	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Flexion-extension lombaire	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Inclinaison latérale droite-gauche lombaire	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Rotation axiale lombaire	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	CC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
Membres supérieurs	PDC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré
	GC	Coloré	Coloré	Coloré	Coloré

Figure 11-11 : Contrôle des DoF selon la phase de marche. Contrôle actif si coloré, inactif si blanc. Les parties noires représentent les présences de transition fluide après un changement de phase [Gibeaux 2002].

Cependant, le SFC est tout de même optimisé, à savoir le premier coefficient utilisé pour déterminer l'action de la hanche controlatérale pour le suivi de la position antéropostérieure du talon. Initialement, les deux briques de contrôle devaient être optimisées simultanément en profitant du résultat des optimisations précédentes pour définir un domaine de recherche réduit. Cependant, au vu des résultats, et notamment de ceux du pelvis, il a été décidé de profiter de la précision du SFC pour garder un domaine de recherche étendu pour l'optimisation du CC. Les termes prioritaires de la fonction de coût lors de cette étape sont le suivi du CdM et des trajectoires du pelvis. Les critères concernant le suivi des trajectoires du talon sont également gardés en raison de l'hypothèse faite que le problème de suivi de trajectoire du talon est en partie dû au CC. Le terme concernant le CC est le même que celui utilisé lors de l'optimisation du CC et le terme concernant le SFC est adapté pour ne prendre en compte que le coefficient optimisé afin de le minimiser.

Les résultats montrent qu'après optimisation, la pose du pied droit est plus proche de la référence (voir Figure 11-12). En revanche, les suivis du CdM et de l'inclinaison sagittale du pelvis n'ont pas été améliorés et ont même été légèrement dégradés. La seule optimisation du CC n'est donc pas suffisante pour corriger les problèmes d'angle d'inclinaison sagittale du pelvis et de suivi du CdM simultanément. Dans sa forme actuelle, elle semble avoir privilégié une solution permettant d'améliorer le suivi du pas plutôt que les autres problèmes.

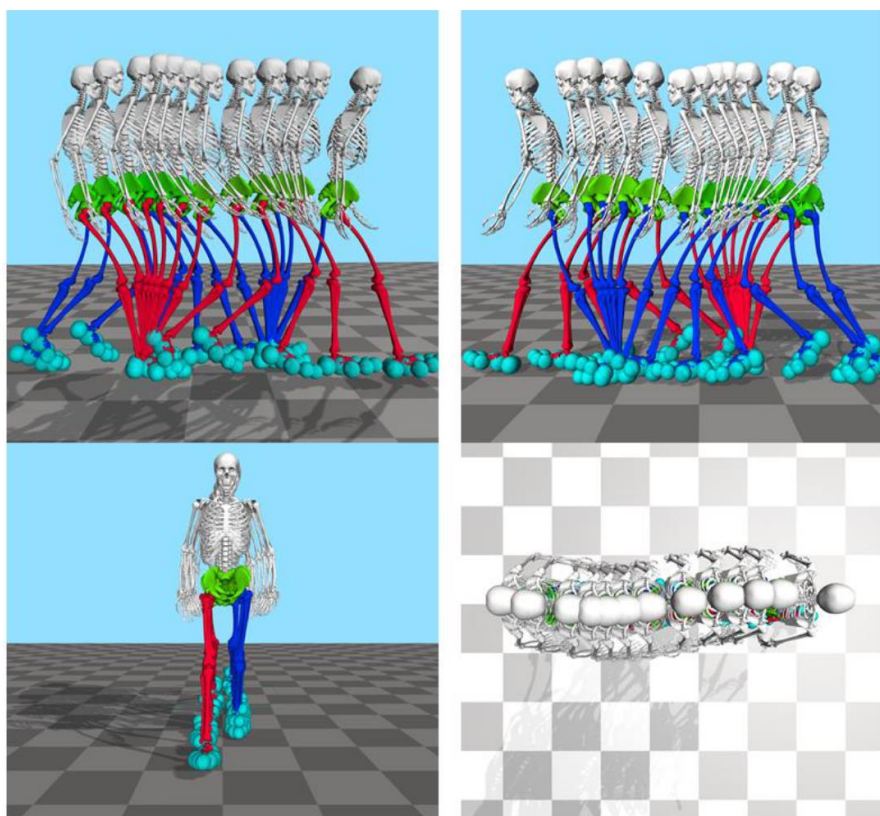


Figure 11-12 : Visualisation du résultat des optimisations. Le membre inférieur droit est coloré en rouge et le gauche en bleu [Gibeaux 2002].

Conclusion

Les contrôleurs se basant sur la cinématique articulaire se composent généralement d'un PDC permettant de suivre un mouvement initial, plus d'autres éléments pour adapter ce mouvement ou corriger les instabilités durant la simulation. Le choix du contrôleur sur lequel baser le simulateur s'est donc fait en fonction de ces éléments supplémentaires permettant d'adapter le mouvement. Le travail de [Coros et al. 2010] a été choisi comme base pour construire notre contrôleur car les composants du contrôleur permettent la gestion de l'équilibre du modèle lors du prochain pas via la pose du pied mais aussi l'équilibre pendant le pas actuel en jouant sur les articulations de la jambe en phase d'appui, comme lors de la marche humaine.

Un premier point à améliorer a concerné le contrôle de l'équilibre. Les deux aspects du contrôle de l'équilibre, à savoir les forces virtuelles appliquées au CdM et la position de la pose du pied, sont déterminés et contrôlés via des valeurs ou fonctions n'ayant pas de fondement biomécanique. Pour y remédier nous avons utilisé un modèle statistique pour déterminer les trajectoires du CdM et du talon en phase oscillante. La détermination des trajectoires du talon en phase oscillante est importante à la fois pour la biofidélité du mouvement mais aussi pour contrôler la vitesse d'arrivée du pied sur le sol.

Un deuxième point a été d'améliorer la trajectoire des couples articulaires. Ceux-ci n'étant pas directement contrôlés, il est nécessaire de déterminer comment adapter le contrôle pour que les couples soient biofidèles. L'étude des couples articulaires est donc un bon indicateur pour savoir si la méthode de contrôle est correcte. Néanmoins, cet indicateur n'a pas été choisi comme un terme de la fonction de coût pour l'optimisation des paramètres du contrôle. Il aurait fallu pour cela construire un modèle statistique des couples puisque la dynamique inverse ne peut pas être directement calculée à partir des modèles statistiques de la cinématique articulaire et des forces de réaction du sol.

Une solution pour gérer les couples consiste à améliorer les transitions de phase, notamment pour éviter les discontinuités et les pics de couples. Une possibilité consiste justement en l'adaptation des trajectoires cinématiques de référence initialement construites et suivies par le PDC pour qu'elles soient continues. Cette stratégie d'adaptation a par la suite également été implémentée en début de phase oscillante pour adapter les

trajectoires du talon, à la différence que celles-ci sont continues avec les valeurs de position et de vitesse du talon. La seconde piste suivie a consisté en l'utilisation de gains variables au cours du cycle. Un avantage à l'utilisation de gains variables est que cela permet de moduler l'action d'un DoF. Même sans changer de fonction, un DoF peut alors être d'avantage utilisé à un moment spécifique du cycle de marche et moins à un autre.

Publications

- Analyse de sensibilité d'un simulateur de locomotion basé physique. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2018
- Analysis of a predictive forward simulator of human gaits. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. 5th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR), 2020
- Simulation musculo-squelettique, temps-réel et prédictive de marches pathologiques. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2020
- Predictive simulation of post-stroke gait with functional electrical stimulation. G.F. Santos, E. Jakubowitz, N. Pronost, T. Bonis, et C. Hurschler. Scientific reports 11 - 21351, 2021
- Predicting the effects of knee extensor muscle weakening and strengthening on a post-stroke gait. G.F. Santos, E. Jakubowitz, N. Pronost, T. Bonis, C. Hurschler. XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics (ISB), 2021
- Explicit forward gait prediction using parametric trajectories adaptation. T. Bonis, N. Pronost, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. Journées Françaises de l'Informatique Graphique (J.FIG), Sophia Antipolis, 2021
- Simulation-based optimization approach for explicit forward gait prediction. T. Bonis, N. Pronost, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. 14th ACM SIGGRAPH Conference on Motion, Interaction and Games, poster session, 2021

Bibliographie

- [Andersson et al. 2019] CasADi: A software framework for nonlinear optimization and optimal control. Andersson, J. A. E., Gillis, J., Horn, G., Rawlings, J. B. & Diehl, M. *Math. Prog. Comp.* 11, 1–36, 2019
- [Anderson et Pandy 1999] A Dynamic Optimization Solution for Vertical Jumping in Three Dimensions. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(3), Art. 3.
- [Bonis et al. 2018] Analyse de sensibilité d'un simulateur de locomotion basé physique. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2018
- [Bonis et al. 2020a] Analysis of a predictive forward simulator of human gaits. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. 5th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR), 2020
- [Bonis et al. 2020b] Simulation musculo-squelettique, temps-réel et prédictive de marches pathologiques. T. Bonis, N. Pronost et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2020
- [Bonis et al. 2021a] Simulation-based optimization approach for explicit forward gait prediction. T. Bonis, N. Pronost, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. 14th ACM SIGGRAPH Conference on Motion, Interaction and Games, poster session, 2021
- [Bonis et al. 2021b] Explicit forward gait prediction using parametric trajectories adaptation. T. Bonis, N. Pronost, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. Journées Françaises de l'Informatique Graphique (J.FIG), Sophia Antipolis, 2021
- [Bonis 2022] Simulation directe prédictive de marches pathologiques. Thèse de doctorat de l'Université Claude Bernard Lyon 1, 2022

- [Coros et al. 2010] Generalized biped walking control. Coros, S., Beaudoin, P., Van de Panne, M. In *ACM Transactions on Graphics (TOG)*, vol. 29, ACM, 130, 2010
- [De Groot et al. 2016] Evaluation of direct collocation optimal control problem formulations for solving the muscle redundancy problem. De Groot, F., Kinney, A. L., Rao, A. V. & Fregly, B. J. *Ann. Biomed. Eng.* 44, 2922–2936, 2016
- [De Groot et al. 2009] A physiology based inverse dynamic analysis of human gait: Potential and perspectives. De Groot, F. et al. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng.* 12, 563–574, 2009
- [Delp et al. 2007] OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement. Delp, S. L. et al. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 54, 1940–1950, 2007
- [Falisse et al. 2019] Rapid predictive simulations with complex musculoskeletal models suggest that diverse healthy and pathological human gaits can emerge from similar control strategies. Falisse, A. et al. *J. R. Soc. Interface* 16, 20190402, 2019
- [Falisse et al. 2020] Physics-based simulations to predict the differential effects of motor control and musculoskeletal deficits on gait dysfunction in cerebral palsy: A retrospective case study. Falisse, A. et al. *Front. Hum. Neurosci.* 14, 40, 2020
- [Gibeaux 2022] Simulateur de mouvement pour l’accessibilité. Thèse de doctorat de l’Université Claude Bernard Lyon 1, 2022
- [Hansen 2006] The CMA evolution strategy: a comparing review. Hansen N. *Towards a new evolutionary computation*, 75–102, 2006
- [Itoh et al. 2012] Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures. Itoh N., Kagaya H., Saitoh E., Ohtsuka K., Yamada J., Tanikawa H., Tanabe S. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science* 3, 78–84, 2012
- [Lee et al. 2019] Scalable muscle-actuated human simulation and control. Lee, S., Park, M., Lee, K., and Lee, J. *ACM Transactions on Graphics*, 38(4), *ACM Trans. Graph.*, 2019
- [Lewek et al. 2012] The influence of mechanically and physiologically imposed stiff-knee gait patterns on the energy cost of walking. Lewek M. D., Osborn A. J., Wutzke C. J. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 93, 1, 123–128, 2012
- [Raasch et al. 1997] Muscle coordination of maximum-speed pedaling. Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B. & Levine, W. S. *J. Biomech.* 30, 595–602, 1997
- [Roberts et al. 2017] Biomechanical parameters for gait analysis: a systematic review of healthy human gait. Roberts, M., Mongeon, D., & Prince, F. *Physical Therapy and Rehabilitation*, 4(1), 6, 2017
- [Saltelli et al. 2010] Variance based sensitivity analysis of model output. Saltelli, A., Annoni, P., Azzini, I., Campolongo, F., Ratto, M., & Tarantola, S. *Design and estimator for the total sensitivity index. Computer Physics Communications*, 181(2), 259–270, 2010
- [Santos et al. 2021a] Predictive simulation of post-stroke gait with functional electrical stimulation. G.F. Santos, E. Jakubowitz, N. Pronost, T. Bonis, et C. Hurschler. *Scientific reports* 11 - 21351, 2021
- [Santos et al. 2021b] Predicting the effects of knee extensor muscle weakening and strengthening on a post-stroke gait. G.F. Santos, E. Jakubowitz, N. Pronost, T. Bonis, C. Hurschler. *XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics (ISB)*, 2021
- [Shermann et al. 2011] Simbody: Multibody dynamics for biomedical research. Sherman, M. A., Seth, A. & Delp, S. L. *Procedia IUTAM* 2, 241–261, 2011
- [van der Bogert et al. 2013] A real-time system for biomechanical analysis of human movement and muscle function. van den Bogert, A. J., Geijtenbeek, T., Even-Zohar, O., Steenbrink, F. & Hardin, E. C. *Med. Biol. Eng. Comput.* 51, 1069–1077, 2013

- [Wächter et al. 2006] On the implementation of an interior-point filter line-search algorithm for large-scale nonlinear programming. Wächter, A. & Biegler, L. T. *Math. Program.* 106, 25–57, 2006
- [Zajac 1989] Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. Zajac, F. *Crit. Rev. Biomed. Eng.* 17, 359–411, 1989.

Partie IV. Conclusion

Chapitre 12. Bilan des travaux réalisés

Résumé général

Dans ce document j'ai décrit plusieurs contributions dans les domaines de la modélisation de l'humain virtuel, le traitement et la visualisation de données de simulations, le contrôle pour l'animation et la simulation prédictive. J'ai montré des travaux qui permettent de modéliser précisément les articulations du système biomécanique humain grâce notamment à des contraintes corrélatives mais aussi des modèles géométriques patients-spécifiques construits grâce à des données d'imagerie médicale. J'ai également montré des travaux sur la modélisation des muscles et plus précisément d'une version tridimensionnelle et adaptative du principe d'unités musculo-tendineuses. J'ai également contribué au domaine de la simulation en corps déformables de modèles musculaires, en partant de la génération de modèles éléments finis à partir de données d'IRM segmentées jusqu'à la simulation de la contraction d'un ensemble de muscles, et ce pour des muscles de la jambe ou bien du cou.

Des méthodes de traitement de données capturées en vue de la préparation à des simulations neuromusculaires ont ensuite été présentées. Ces aspects un peu plus techniques ont été complétés par des études sur la visualisation des résultats de ces simulations grâce à la proposition de plusieurs solutions logicielles en fonction des objectifs des simulations.

Un axe important des contributions présentées a été le contrôle de mouvement et en particulier appliqué dans le cadre de l'animation basée physique. J'ai présenté des travaux sur la conception de contrôleurs capables de suivre de manière robuste un mouvement de référence en temps réel. Une approche de contrôle par algorithme génétique proposant une vision hiérarchique de la conception a par exemple été décrite. Et une partie des travaux présentés a concerné l'animation temps réel, basse fréquence, interactive d'un personnage en interaction constante avec son environnement, immergé dans un volume de liquide.

Les derniers travaux présentés s'attaquaient à la problématique du contrôle de mouvement et de la simulation prédictive. J'ai présenté plusieurs travaux notamment sur le contrôle direct et sur la prédiction de mouvement de patients atteints de pathologies, soit par contrôle optimal soit par apprentissage. Mes travaux les plus récents portent sur cette thématique et c'est également une des thématiques que je souhaite continuer à explorer à court et moyen terme dans mes activités de recherche. Un résumé plus détaillé de ces travaux est donc proposé.

Bilan des approches de contrôle pour la prédiction

Dans le projet OMEGA, nous avons proposé un simulateur basé sur le calcul de mouvements optimaux, capable de prédire et donc d'améliorer des stratégies thérapeutiques pour des patients individuels. Au cours de ce projet, nous avons observé que l'utilité générale des méthodes numériques modernes est limitée par leur incapacité à prédire le mouvement et la charge en réponse aux changements corporels causés par la maladie ou à la suite d'un traitement. Il est apparu que deux approches étaient nécessaires pour répondre à nos différents besoins : une simulation prédictive basée sur un contrôle optimal (*optimal control based simulator*, OCPS) pour permettre la prédiction de la marche en réponse à des altérations du système musculosquelettique ou des traitements, et une simulation prédictive basée sur un réseau de neurones (*neural network based predictive simulator*, NNPS) qui est capable de prédire la réponse aux perturbations du mouvement de référence ou des conditions aux limites externes, telles que des forces. Nous avons recueilli et analysé les données de plusieurs sujets marchant avec une orthèse au genou ainsi que d'un patient amputé avec une articulation du genou prothétique contrôlée par microprocesseur. Nous avons également analysé les données de sujets présentant une pathologie du pied tombant. Des mouvements de marche de tous ces sujets ont été enregistrés dans une condition dite initiale et une condition dite altérée. Ces données expérimentales ont été analysées en utilisant la dynamique inverse et les résultats ont été utilisés dans les deux approches de simulation prédictive (OCPS et NNPS). L'approche par contrôle optimal nous a permis de caractériser les schémas de marche et d'aborder les principales différences entre les conditions de marche initiale et altérée. Notre

simulateur direct orienté réseau neuronal était par contre capable de reproduire des démarches similaires au mouvement de référence pour un patient dans une condition respectivement initiale et altérée. Le simulateur était également capable de prédire des schémas de marche en appliquant des perturbations à un mouvement de référence initial. Nos différentes études ont démontré l'importance d'utiliser un environnement adapté à l'apprentissage des réseaux de neurones et aux processus d'optimisation, et aux temps de calcul qu'ils nécessitent. Les connaissances acquises dans notre analyse ont fourni des stratégies pour réduire l'espace de recherche pendant la prédiction, réduisant considérablement le temps de calcul. Il a également permis de contrôler l'effet de la prédiction sur la précision, l'exactitude et la robustesse des simulations.

Ce travail nous a fourni des informations sur la prédiction des marches et les possibilités d'amélioration des stratégies thérapeutiques pour des patients individuels. Ces résultats nous encouragent à étendre nos recherches dans ce domaine. Les recherches effectuées nous ont permis d'identifier des pistes importantes et prometteuses à explorer. Bien que les deux conceptions de simulateurs (OCPS et NNPS) sont différentes, elles n'en sont pas moins étroitement imbriquées et complémentaires. En termes simples, le NNPS a produit des simulations prédictives basées sur des réseaux neuronaux qui peuvent marcher de manière autonome et répondre à des stimuli externes, par exemple pour changer de direction ou de vitesse de marche ou se reprendre après un déséquilibre. La simulation prédictive basée sur le contrôle optimal (OCPS) permet la simulation de pathologies spécifiques à un patient et les résultats des traitements de celles-ci. Une prochaine étape pourrait donc être de combiner ces deux approches pour permettre la simulation du sujet dans divers états et soumis à des stimuli et conditions externes.

La simulation prédictive n'a à ce jour reçu qu'un usage limité dans les applications cliniques en raison de nombreuses exigences telles que la difficulté de formaliser des critères de performance pertinents, les compétences importantes en programmation informatique nécessaires et les besoins de calcul considérables. Le contrôle optimal est une méthode qui a été utilisée pour prédire la marche humaine. Le problème de contrôle optimal peut être résolu en utilisant la collocation directe où les variables (états et contrôle) sont discrétisées et un problème de programmation non linéaire est créé. La résolution de problèmes prédictifs à l'aide de la collocation directe permet de générer une simulation prédictive dans un délai raisonnable. Les méthodes basées sur l'apprentissage adoptent une approche différente en passant beaucoup de temps à apprendre des politiques de contrôle qui peuvent reproduire les mouvements humains. Une fois apprises, les politiques de contrôle peuvent être utilisées dans un environnement en temps réel et interactif. Ce type de simulateur offre la possibilité de générer automatiquement de nouveaux mouvements sans aucun coût de calcul supplémentaire. Par exemple, nous pouvons simuler des mouvements dans lesquels une pathologie apparaît ou évolue ou dans lesquels une perturbation externe imprévue se produit telle qu'une poussée externe (force), des irrégularités du sol ou des obstacles, ou dans lesquels un changement d'orientation ou de vitesse est nécessaire. La plupart des approches d'apprentissage par renforcement profond seront capables de faire face à des changements légers, mais pour des changements sévères, une phase d'entraînement comprenant des mouvements présentant ces changements est nécessaire. Cette approche nécessite une grande quantité de données et de temps d'apprentissage, c'est pourquoi nous avons pour l'instant opté pour optimiser le mouvement d'entrée à suivre en fonction du changement requis. Cela s'est avéré efficace en termes de calcul et a ajouté de la flexibilité au simulateur. Par conséquent, les deux approches sont extrêmement complémentaires. Tirant parti de cette complémentarité, nous pouvons imaginer utiliser l'OCPS pour représenter et analyser différentes pathologies et différents traitements, et le NNPS pour permettre une simulation prédictive dynamique de la marche dans différents scénarios.

Chapitre 13. Perspectives de recherche

Une partie des limitations et une discussion de la plupart des travaux présentés ont été données dans les sections dédiées. Je souhaite ici donner des perspectives de recherche plus générales, centralisées autour des défis importants des axes de recherche concernant la modélisation et la simulation d'humains virtuels anatomiques. Ces défis sont principalement dirigés vers la modélisation patient-spécifique et la simulation prédictive car c'est la direction que je souhaite donner à mes activités de recherche dans les années à venir.

Simulation prédictive de marches pathologiques

Aux vues des résultats obtenus dans mes travaux autour de la simulation prédictive de marches pathologiques, l'un des objectifs serait d'abord d'étudier comment différentes situations cliniques affectent la marche. Par exemple, comme constaté dans le projet OMEGA, certains patients victimes d'AVC présentent une pathologie de la démarche du genou raide mais la variabilité interindividuelle concernant les paramètres de la marche est élevée et les patients peuvent présenter d'autres anomalies de la marche, telles que le pied tombant et l'hyperextension du genou. À l'aide de la simulation prédictive, la déficience peut être isolée et différentes options de traitement peuvent être évaluées. Dans les simulateurs actuels, des écarts entre les schémas de marche expérimentaux et prédictifs peuvent toujours être observés. Par conséquent, un autre objectif peut consister à améliorer les modèles prédictifs spécifiques au sujet dans un simulateur OCPS (contrôle optimal) et la stabilité dans un simulateur NNPS (réseaux de neurones) afin d'augmenter la précision des résultats et de permettre l'application de nos méthodes dans un contexte clinique. Pour cela, la complexité des modèles musculosquelettiques peut être augmentée et des simulations prédictives peuvent être appliquées à davantage de patients. Davantage de données peuvent également être mesurées comme la force musculaire à l'aide d'un dynamomètre, ou des mouvements à différentes vitesses de marche, ou même d'autres tâches motrices. Ces données seraient à leur tour utilisées pour améliorer la calibration du modèle musculosquelettique dans l'OCPS et l'entraînement des réseaux de neurones dans le NNPS. La mesure des perturbations permettrait également d'améliorer et de tester l'interactivité du NNPS.

Le NNPS, en tant que simulateur direct et prédictif basé sur un réseau de neurones, doit être entraîné sur un ou plusieurs mouvements de référence. Plus on utilise de mouvements de référence d'une même condition, plus les simulations sont stables et permettent de variations dans le mouvement prédit. Les prédictions sont faites en optimisant les modifications apportées au mouvement de référence à suivre. Pour y parvenir, l'optimisation exécute un grand nombre de simulations à l'aide du simulateur entraîné. Pour garder des temps de calcul raisonnables, il est nécessaire d'utiliser une représentation paramétrique du mouvement de référence (pour réduire le nombre de paramètres à optimiser), et une sélection des trajectoires à optimiser. Des travaux peuvent donc être réalisés sur le choix optimal, en fonction d'une pathologie spécifique et/ou de la gravité de la pathologie, de la représentation paramétrique et de la sélection des trajectoires. De plus, actuellement, les critères utilisés pour l'optimisation ne dépendent que de la pathologie ciblée (par exemple, réduire la flexion maximale du genou) et de la stabilité de la marche. Des critères supplémentaires peuvent être étudiés tels que la dépense énergétique afin d'obtenir des prédictions plus précises.

L'une des principales limites du simulateur actuel est sa stabilité aux perturbations externes ou aux changements de paramètres tels que la vitesse de marche ou la direction de marche. Une première piste possible pour améliorer la stabilité est la modélisation du contact entre les pieds du sujet virtuel et le sol. Il s'agit d'un défi connu dans la simulation de la marche basée physique. Dans notre simulateur actuel, nous utilisons un schéma de pénalisation simple utilisant trois boîtes de collision pour représenter chaque pied. Des travaux récents ont proposé des modèles qui ont montré des résultats prometteurs en termes de stabilité du contact, et il serait possible d'étudier comment une telle modélisation spécifique à un sujet peut améliorer la stabilité générale des simulateurs directs de marches prédictives. Une deuxième direction possible est l'utilisation d'une meilleure stratégie de récupération de l'équilibre. Dans le simulateur actuel, des contrôleurs proportionnels-dérivés sont utilisés pour contrôler chaque degré de liberté indépendamment. Le rétablissement de l'équilibre est donc assuré en corrigeant les écarts par rapport au mouvement de référence, mais sans stratégie globale et coordonnée. La méthode du pendule inverse (IMP) pourrait par exemple être utilisée pour planifier le prochain pied au sol afin d'assurer un meilleur équilibre. Cette méthode nous permettrait également d'avoir un meilleur contrôle interactif sur le déplacement du sujet virtuel.

L'un des principaux aspects de l'originalité du simulateur proposé est, par opposition aux approches de contrôle optimal, l'interactivité qu'offre un tel contrôle en temps réel. Dans ce cadre, il est possible de modifier, au gré de l'utilisateur, des paramètres de haut niveau comme par exemple la vitesse de marche, le sens de la marche, l'apparition soudaine d'un obstacle ou d'une lacune. Selon ce à quoi le simulateur a été entraîné, il gèrera le changement en douceur ou y réagira rapidement. Nous pouvons travailler sur l'amélioration de la planification du mouvement du simulateur. En particulier, nous pouvons nous concentrer sur l'ajout de flexibilité et de polyvalence à la gamme de modèles de démarches possibles. Nous pouvons aussi acquérir des données de mouvement supplémentaires, y compris différentes vitesses de marche et virages, et entraîner le réseau (ou utiliser plusieurs réseaux si un seul n'est pas suffisant) pour faire face aux commandes interactives de l'utilisateur.

Actuellement un modèle basé sur les muscles est utilisé pour l'OCPS, tandis qu'un modèle basé sur les couples articulaires est utilisé dans le NNPS. Pour mieux comparer la dynamique résultante, un modèle musculaire pourrait être intégré dans le NNPS. Cela nous permettrait de mieux modéliser et simuler des pathologies faisant intervenir des changements importants des capacités musculaires. Ce changement de modèle implique malheureusement un temps de calcul beaucoup plus important et un espace de recherche plus grand pour l'optimisation et l'apprentissage des réseaux de neurones. Une direction possible serait d'utiliser un modèle basé muscle mais sans nécessiter le besoin de calculer les activations musculaires. Pour ce faire, il est possible d'utiliser deux réseaux de neurones linéaires entièrement connectés, chacun ayant une tâche spécifique. Le premier réseau reçoit en entrée l'état du modèle et génère un mouvement similaire au mouvement de référence et renvoie une action à effectuer. Le deuxième réseau reçoit cette action en entrée et génère, à partir de l'action choisie par le premier réseau, les activations musculaires correspondantes pour simuler le mouvement. Nous pourrions utiliser une approche similaire dans notre simulateur et étudier son applicabilité pour simuler des démarches pathologiques prédictives.

Je souhaite poursuivre cet axe de recherche dans des projets régionaux, nationaux ou internationaux typiquement en collaboration avec un laboratoire de biomécanique qui apporterait une expertise dans les technologies de l'ingénierie, de la recherche et de la pratique clinique. La complémentarité entre informaticiens et biomécaniciens est adaptée pour relever les défis proposés dans ce type de projet. Nous pouvons par exemple citer le Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs de l'Université Gustave Eiffel (site de Bron), l'équipe MimeTIC de l'IRISA (Rennes), et le *Labor für Biomechnik und Biomaterialien* du CHU de Hanovre (Allemagne) avec lesquels j'ai déjà collaboré.

Simulation in-silico de déficiences

Un axe de recherche qui m'intéresse également est la conception de simulateurs permettant d'estimer les états internes, dans toutes leurs diversités, et de prédire les états futurs d'un patient (forces et couples articulaires, douleur, fatigue musculaire, charge cognitive etc.) avec plus de précision que les méthodes conventionnelles actuelles. Les résultats de ces simulations, qui pourront être cliniquement validés, permettraient de mieux comprendre les phénomènes impliqués dans les déficiences simulées. Les simulations pourront typiquement servir à prédire l'évolution des capacités motrices d'une personne. Dans ce contexte, ces simulations peuvent être utilisées pour proposer des scénarios cliniques dits in-silico auxquels participent patients et médecins. Ce simulateur numérique pourra offrir au personnel médical (chirurgien orthopédiste, médecin de réadaptation fonctionnelle ou ergothérapeute) l'accès à une information motrice unifiée et coordonnée qui est presque impossible à mesurer autrement. Dans un premier temps, nous pourrions nous concentrer sur le développement d'une plateforme modulaire et facile à utiliser qui pourrait être déployée dans un cadre clinique, ainsi qu'à des fins d'éducation et de formation. En considérant que l'acceptabilité de cette technologie est un facteur fondamental pour le succès de son utilisation, une large étude visant à évaluer les impacts socio-professionnels et organisationnels sur les pratiques individuelles et collectives des acteurs impliqués, à savoir les professionnels et les patients pourrait prendre une vraie place dans cet axe de recherche. Ces objectifs pourraient être atteints grâce à des travaux visant à simuler les activités quotidiennes de patients virtuels en y intégrant différents modèles thérapeutiques et de déficience, validés cliniquement à partir de données expérimentales.

Cette approche de préparation et de suivi thérapeutique serait facilitée par le développement d'un simulateur de mouvement qui pourrait s'appuyer sur les travaux présentés dans ce mémoire. Nous pourrions cibler la simulation de patients présentant différentes déficiences. Dans un premier temps, nous pourrions nous

concentrer sur des troubles articulaires et musculaires tels que la sarcopénie et l'arthrose de la hanche. Ces cas présentent une grave diminution de la qualité de vie des patients atteints. Les améliorations générales apportées aux approches thérapeutiques, et notamment l'adaptation des modalités de traitement aux besoins de chaque patient, auraient un impact significatif sur la qualité de vie et les coûts associés aux traitements. De plus, ces cas impliquent plusieurs défis scientifiques en termes de simulation et de modélisation du mouvement. Pour répondre aux principales préoccupations de perte d'autonomie et de mobilité chez les patients, nous pourrions nous étudier la simulation d'activités motrices courantes de la vie quotidienne telles que marcher, se lever et s'asseoir. Certaines de ces activités étant rarement étudiées dans le domaine de la simulation prédictive, de nombreux défis scientifiques et technologiques sont présents en termes de contrôle du mouvement, de modélisation de pathologies, ainsi que de validation des simulations.

Ce type de projet est bien adapté pour des projets nationaux ou internationaux à multiples partenaires. En plus d'un partenaire dans le domaine de la biomécanique comme l'axe de recherche précédent, des partenaires cliniques pourraient apporter des cohortes de patients. Des départements de gériatrie, des chirurgiens, ou des centres de réhabilitation sont des exemples et nous pouvons citer le CHU de Lyon Sud (Prof. M. Bonnefoy) et le CHU de Dijon (D. Laroche) avec qui nous avons déjà eu l'occasion de déposer des projets. Pour les aspects des déficiences autres que biomécaniques (par exemple sensori-motrices), une expertise est également souhaitée et nous sommes également en discussion avec le Prof. Y. Rossetti (CNRL – UMR 5292) et le Prof. C. Papaxanthis (CAPS – INSERM U1093) travaillant dans le domaine de la neuroscience.

Contrôle temps réel de personnages bipèdes

Nous avons réalisé des travaux permettant à un contrôleur basé physique, extrêmement léger en temps de calcul, de rester robuste même en passant sous des fréquences de simulation de 300 Hz. Une des limites de ce contrôleur est que le système d'optimisation en ligne, dont le but est de stabiliser les contacts, ne permet pas d'obtenir une stabilité suffisante à d'encore plus basses fréquences, en particulier lorsque les instabilités dues au moteur physique lui-même sont élevées. La réduction de ce problème par l'ajout de moments articulaires non liés au contrôle direct du personnage dans la jambe d'appui est une solution technique partielle qui n'est pas satisfaisante d'un point de vue conceptuel. En effet, ces moments additionnels perturbent fortement le contrôle du personnage, en particulier le contrôle de la vitesse. Cette approche de la stabilisation des contacts faite du côté du contrôleur n'est sans doute pas l'approche la plus adéquate. Il serait plus intéressant que le contrôleur n'ait pas à corriger les contacts lui-même. La solution la plus naturelle serait de disposer d'un moteur dont les contacts au sol sont très stables (à l'image du fonctionnement du moteur MuJoCo). Cependant, même de tels moteurs n'offrent pas des contacts corrects pour des fréquences de simulation faibles. Au vu des travaux existant sur la stabilisation des contacts, l'utilisation d'un corps mou sur la partie inférieure du pied semble l'approche la plus prometteuse et qui a l'avantage de rendre la stabilité des contacts indépendante du moteur physique. Notons que d'autres pistes de recherche sont possibles autour du contrôle du personnage tel qu'étudier de manière approfondie les gains en fonction de la fréquence de simulation et du type de mouvement. Il serait intéressant de chercher en particulier à déterminer une relation entre la vitesse observée dans le mouvement de référence pour une articulation et le gain nécessaire dans la simulation. Une telle relation dépendrait probablement de la masse des membres du personnage déplacés par l'articulation.

Ce type de recherche est typiquement adapté à des projets de plus petite envergure, comme des bourses doctorales ou des contrats CIFRE. Le domaine de l'animation de personnages est vaste mais comprend bien évidemment les industries du jeu vidéo et du cinéma mais n'importe quelle entreprise peut potentiellement être intéressée par peupler un monde virtuel (usine, lieu de travail, de formation ou d'entraînement physique) avec des personnages virtuels comme typiquement des avatars d'utilisateurs réels. L'équipe SAARA a déjà eu l'occasion de nouer des contacts et de réaliser des projets avec de telles entreprises et nous travaillons à la concrétisation de tels travaux.

Vers des simulateurs génériques, robustes et précis

De nombreuses autres pistes restent à explorer afin d'améliorer les contrôleurs de mouvement et les simulateurs prédictifs et nous pouvons en citer quelques-unes. Pour commencer, il reste beaucoup à faire sur la modélisation patient-spécifique et l'approche multi-échelle. Il n'existe pas encore de système unifié qui permette de simuler le mouvement d'un corps entièrement constitué de modèles anatomiques spécifiques à une personne. Encore aujourd'hui, soit en partant de données spécifiques, typiquement issues d'imageries

médicales (par exemple IRM, rayons X, ou ultrasons), on arrive à reconstituer fidèlement un modèle anatomique et à le simuler (par exemple les déformations internes ou externes) mais toujours localement. Soit en partant de données génériques simplement mises à l'échelle ou à la marge patient-spécifique on peut simuler la globalité d'un modèle humain. Le but ultime de nombreux travaux de recherche serait de concevoir un simulateur de mouvement capable de contrôler un modèle entièrement patient-spécifique, c'est-à-dire dont l'entièreté des données utilisées ont été mesurées sur le patient. Ceci n'a pas encore été réalisé pour plusieurs raisons. Il est d'abord très difficile d'obtenir ces données, cela requiert de nombreuses interventions avec des protocoles parfois lourds et fatigants pour les patients. Ensuite, les modèles anatomiques demandent beaucoup de ressources de calcul (car demandent par exemple des maillages avec beaucoup de sommets) pour être simulés précisément et ne sont pas compatibles, pour l'instant, avec une simulation du corps entier. Un tel objectif demanderait aussi une approche multi-échelle, où le niveau le plus haut (par exemple une commande globale sur l'action à réaliser) ne pourraient pas contrôler directement les actionneurs des modèles anatomiques (par exemple les forces internes) car trop nombreux et avec un système mal posé (infinité de solutions possibles). Il faudrait donc passer par une approche où les commandes haut niveau sont interprétées par un niveau inférieur qui génère un nouvel ensemble de commandes plus bas niveau et ainsi de suite jusqu'aux actionneurs effectifs. Le passage d'un niveau à l'autre, correspondant a priori à une échelle physique à une autre, est un des éléments clés difficile à mettre en œuvre. Face à cette difficulté, aussi liée à l'absence d'équivalent réel clair et donc de modèle, passer ces niveaux grâce à une approche par apprentissage semble une piste intéressante.

Les approches par apprentissage ont reçu un grand intérêt croissant depuis une dizaine d'années dans quasiment tous les domaines de l'informatique. L'animation et la simulation de personnages n'ont pas fait exception. L'intérêt est assez limité dans toutes les méthodes d'analyse du mouvement et de simulation inverse où le modèle reste central et les lois du mouvement régissent l'ensemble des phénomènes simulés. Par contre pour la simulation directe et en particulier pour la simulation prédictive, une approche par apprentissage peut s'avérer très performante. Je suis assez convaincu, notamment par les résultats de nos projets de recherche, que cette approche peut être utilisée pour prédire des mouvements optimaux sur des modèles par exemple pathologiques, presque quel que soit notre définition de l'optimalité, tant que l'on a pu auparavant spécialiser un simulateur soit à un patient particulier, soit à une pathologie particulière, soit encore mieux aux deux. L'architecture du système d'apprentissage, la conception plus générale du simulateur intégrant ce système, les paramètres optimisés, la définition de l'optimalité et la validité clinique sont les éléments sur lesquels le plus de travaux de recherche sont encore nécessaires. Je souhaite mentionner également que les aspects d'acceptabilité de tels outils numériques de simulation auprès des utilisateurs (personnel médical) et des patients restent également une voie assez peu explorée qui mériterait des études approfondies.

Pour conclure, et de manière plus générale, les contrôleurs de mouvement, plutôt orientés physique dans notre cas, peuvent encore être grandement améliorés. Le simple fait qu'ils sont très peu présents dans les domaines ciblés (par exemple le domaine du divertissement et de l'application clinique) montre bien qu'ils n'ont pas encore atteint une maturité suffisante pour un déploiement à grande échelle. Des améliorations sont particulièrement possibles sur la robustesse (capacité à produire ce que l'on veut même en cas de perturbations ou événements non prévus), sur l'interactivité (capacité à réagir à des commandes haut niveau), sur la flexibilité (capacité à être utilisé dans de nombreuses configurations, par exemple de modèles ou de mouvements) et sur la qualité (capacité à produire un mouvement plus que physiquement réaliste, un mouvement qui pourrait être réel). La communauté de l'animation basée physique est active et de nombreuses améliorations seront très certainement proposées dans les années à venir, et j'essayerai d'y prendre part. Je tiens à mentionner tout de même qu'un grand défi sociétal nous attend tous et que l'on doit commencer à prendre en main, c'est le défi de l'impact énergétique, qui pour nous se traduit principalement par une informatique frugale. Notre proposition de contrôleur temps réel à basse fréquence ne nécessitant pas beaucoup plus de ressources par pas de temps qu'un simulateur à haute fréquence et moins de ressources que les simulateurs de l'état de l'art basse fréquence donne un exemple de direction qui pourrait être prise.

Pour conclure, je souhaite rappeler une évidence qui est que toutes les contributions présentées dans ce mémoire ont été possibles grâce à de nombreuses personnes autour de moi. Qu'ils soient étudiants, chercheurs, ingénieurs, techniciens, scientifiques, médecins, professionnels, ils ont tous participés à cet effort de recherche et je les remercie chaleureusement. Et j'espère pouvoir continuer à collaborer avec toutes ces personnes et encore beaucoup d'autres !

Partie V. Annexes

Chapitre 14. Rapport d'activités

Dans ce chapitre je présente mon curriculum vitae et mes différentes activités scientifiques, d'enseignement et d'intérêt général, principalement exercées depuis mon affectation en tant que maître de conférences à l'université Claude Bernard Lyon 1.

Etat civil et contact

Nom et prénom	Pronost Nicolas
Date de naissance	7 mai 1979 à Ploemeur (56)
Adresse	Bâtiment Nautibus 23-25 avenue Pierre de Coubertin, 69100 Villeurbanne
Section	Informatique : CNU 27 – CNRS 7
Etablissement	Université Claude Bernard Lyon 1
Département-Composante	Informatique
Laboratoire d'accueil	Laboratoire d'Informatique en Image et Systèmes d'Information (LIRIS)
Equipe d'accueil	Simulation, Analyse et Animation pour la Réalité Augmentée (SAARA)
Email	nicolas.pronost@univ-lyon1.fr
URL	https://perso.liris.cnrs.fr/nicolas.pronost/

Formation universitaire

2002-2003	DEA de l'Université de Rennes 1, spécialité « Informatique : Intelligence Artificielle et Image ». Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires (IRISA), équipe SIAMES. Sujet : Bipédie de Lucy : proposition d'un outil de validation d'hypothèses de marche.
2003-2006	Doctorat de l'Université de Rennes 1 mention « Informatique », soutenu le 07/12/2006. Institut de Recherche en Informatique et Systèmes Aléatoires (IRISA), équipe SIAMES. Sujet : Définition et réalisation d'outils de modélisation et de calcul de mouvement pour des humanoïdes virtuels.

Expériences professionnelles

2003-2006	Allocataire de recherche MENRT et moniteur CIES. Université de Rennes 1, département Informatique. Laboratoire IRISA, équipe SIAMES.
2006-2007	ATER (Attaché Temporaire à l'Enseignement et la Recherche) à mi-temps. Université de Rennes 1, département Informatique. Laboratoire IRISA, équipe SIAMES.
2007-2008	Postdoctorat . Université de Hangzhou en Chine, State Key Lab of CAD&CG.
2008-2010	Postdoctorat . Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne en Suisse. VR Lab.
2010-2014	Assistant Professor (équivalent MCF). Université d'Utrecht aux Pays-Bas. Virtual Human Technology Lab.
Depuis 2014	Maître de conférences . Université Claude Bernard Lyon 1, département-composante Informatique. LIRIS, équipe SAARA.

Investissement pédagogique

- Responsable du **Master 1 Informatique** en alternance (2016 à 2021)
- Montage et responsabilité du **DIU Enseigner l'Informatique au Lycée** (2018-2021)
- Montage et co-responsabilité de l'**AEU de préparation au CAPES NSI** (2019-2021)
- Montage et co-responsabilité du **Master MEEF parcours NSI** (depuis 2021)

- Responsabilité de 2 UE de licence à fort effectif (depuis 2016) (LIFAP3 et LIFAP4)
- Responsabilité de plusieurs UE en Master MEEF (depuis 2021)
- Responsabilité de 5 UE à l'Université d'Utrecht (2010-2014)

Le tableau ci-dessous donne un aperçu de mon service d'enseignement d'une année type.

Niveau	Thème	Effectif	Nature et volume
L2	Algorithmique et programmation	250	18h CM, 18h TD, 24h TP
L2	Algorithmique et programmation	180	4h CM, 12h TD, 40h TP
M1	Animation et simulation	40	2h CM, 6h TP
M2	Animation et simulation	20	2h CM, 6h TP
M1	Préparation CAPES	10	40h TD
M2	Préparation CAPES	10	30h TD

Ce tableau n'inclut pas le temps consommé dans l'exercice des différentes responsabilités et de suivi de stages et d'alternances qui représente environ 50h par an. Mon service total moyen sur les 6 dernières années est de 380 heures par an.

Activité scientifique

Financements et projets de recherche

- Membre du projet européen « 3D Anatomical Human » (projet FP6 Marie-Curie) de 2008 à 2010.
- Responsable du work package ANI3 « Biomechanical Animation » du sous-projet VIEWW (virtual worlds for well-being) du projet national néerlandais COMMIT en 2013 et 2014.
- Porteur du projet ANR PRCI OMEGA (Optimization-based forward Musculoskeletal simulation of pathological GAit) de 2016 à 2021.
- Porteur de la soumission de la suite de ce projet, OMEGA-2 à l'appel ANR PRCI 2023.
- Porteur du projet EVASION (Outils pour la Scénarisation Intuitive d'Activité en Environnement Virtuel), projet transverse du LIRIS entre les équipes SAARA et TWEAK en 2015 et 2016.
- Obtention d'un fond de recherche Bonus Qualité Recherche (BQR) de la commission recherche de l'université de Lyon 1.
- Obtention de la Prime d'Encadrement Doctoral et de Recherche (PEDR) de 2017 à 2021.

Participation à des comités de programme de conférences

- Computer Graphics International Conference (CGI) 2009, 2010, 2011, 2012, 2013, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020, 2021, 2022, 2023
- Computer Animation and Social Agent Conference (CASA) 2012, 2013, 2014, 2015, 2016, 2017, 2018, 2019, 2020, 2021, 2022, 2023
- International Symposium on Visual Computing (ISVC) 2009, 2011, 2013, 2014, 2018, 2019, 2020, 2021, 2022, 2023
- International Conference on Computer Graphics Theory & Applications (GRAPP) 2013, 2014, 2015
- EuroGraphics Conference 2013, 2015
- ACM Virtual Reality Software and Technology Conference (VRST) 2013, 2014
- ACM SIGGRAPH Conference on Motion, Interaction and Games (MIG) 2019
- ACM SIGGRAPH International Conference on Virtual Reality Continuum and its Application in Industry (VRCAI) 2022
- International Conference on Virtual Reality (ICVR) 2023
- International Conference on Interactive Digital Media (ICIDM) 2018
- International Workshop on Visualization in Medicine and Life Sciences (VMLS) 2013
- IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob) 2010

- Journées d’Informatique Théâtrale (JIT) 2022

Participation à des comités de programme de journaux

- Editeur associé de « Journal of Computer Animation and Virtual Worlds » (CAVW) depuis 2017
- Membre du panel éditorial de « Frontiers in Computer Graphics and Visualization » depuis 2021 et « Frontiers in Virtual Environments » depuis 2016

Participation à des comités de lecture

En plus de faire des relectures systématiquement pour les conférences et journaux dont je suis membre du comité de programme (voir ci-dessus), je fais régulièrement des lectures pour les conférences et journaux: SIGGRAPH, IEEE VCG et IEEE CG&A, The Visual Computer, Frontiers in Computer Science et ACM SCA.

Participation à des jurys de thèse

- Membre du jury de thèse de **Thomas Geijtenbeek** en tant qu’invité. Titre : « Animating virtual characters using physics-based simulation », soutenue en 2013 à l’université d’Utrecht aux Pays-Bas.
- Membre du jury de thèse de **Benjamin Niay** en tant qu’examineur. Titre : « Evaluation and use of biomechanical parameters for virtual humans walking animations », soutenue en mai 2022 à l’université de Rennes 1.

Expertises

- Rapporteur pour l’appel à projet générique de l’agence nationale de recherche belge (IWT) en 2011.
- Rapporteur pour un appel à projet de l’agence de recherche Canada Foundation for Innovation en 2022.
- Membre de la commission d’expertise (procédure de dialogue compétitif) pour le renouvellement du simulateur numérique du Planétarium de Vaux-en-Velin (Rhône) en 2016.
- Membre du comité de suivi de thèse de **Manon Vialle** (Université Grenoble Alpes) en tant qu’expert extérieur (thèse en cours, soutenance prévue été 2023).
- Membre du comité de suivi de thèse de **Alexis Jensen** (Université de Rennes 1) en tant qu’expert extérieur (thèse en cours, soutenance prévue en 2025).

Encadrement doctoral

1. **Thomas Geijtenbeek** – Université d’Utrecht (Pays-Bas) – Animating Virtual Characters using Physics-Based Simulation – 2010/2013 – Encadrement à 50% avec Franck van der Stappen entre 2010 et 2011 – Devenir : ingénieur à l’université de Delft aux Pays-Bas.
2. **Forough Madeh Khaksar** – Université d’Utrecht (Pays-Bas) – Effect of dual task type on gait and dynamic stability during stair negotiation at different inclinations – 2013/2016 – Encadrement à 100% entre 2013 et 2014 – Devenir : ingénieure de recherche à l’université de Heidelberg en Allemagne.
3. **Samuel Carensac** – INSA de Lyon – Contrôle physique de mouvement de personnages virtuels en environnement complexe – 2015/2019 – Encadrement à 45% avec Saida Bouakaz (40%) et Atilla Baskurt (15%) – Devenir : ingénieur de recherche chez Ubisoft (Annecy).
4. **Thomas Bonis** – Université Claude Bernard Lyon 1 – Simulation musculo-squelettique, temps-réel et prédictive de marches pathologiques – 2017/2022 – Encadrement à 60% avec Saida Bouakaz (40%) – Devenir : ingénieur dans une entreprise de cyber-sécurité (IS-decision).
5. **Vincent Gibeaux** – Université Gustave Eiffel – Simulateur de mouvement pour l’accessibilité – 2019/2022 – Encadrement à 50% avec Raphaël Dumas – Devenir : ingénieur en société de services

Encadrement de Master 2 Recherche

1. **Ilyess Bessaadi** – Master 2 ID3D Lyon 1 – 2022 – Optimisation de modèle physique à partir de mouvements capturés (rapport) – Encadrement à 50% avec Erwan Guillou.
2. **Nicolas Desilets** – Master 2 IA Lyon 1 – 2020 – Etude de stratégies d’optimisation pour la prédiction de mouvement de personnages virtuels (rapport) – Encadrement à 50% avec Thomas Bonis.

3. **Cong Lap Huynh** – Master 2 ID3D Lyon 1 – 2019 – Etude de stratégies de contact pour l’animation physique de personnages virtuels (rappport) – Encadrement à 50% avec Thomas Bonis.
4. **Anna-Katharina Bergmann** – Master 2 ID3D Lyon 1 – 2017 – Predictive simulation of virtual characters’ motion using a muscle model (rappport) – Encadrement à 100%.
5. **Quentin Schall** – Master 2 ID3D Lyon 1 – 2017 – De l’imagerie médicale au squelette en mouvement (rappport) – Encadrement à 50% avec Raphaël Dumas.
6. **Samuel Carensac** – INSA Lyon – 2015 – Real-time gait control for partially immersed bipeds (rappport) – Encadrement à 50% avec Saida Bouakaz.
7. **Jorim Geers** – Master 2 GMT Utrecht University – 2015 – Adaptive Geometrical Action Line for Musculoskeletal Simulation (rappport) – Encadrement à 100%.
8. **Mats Donselaar** – Master 2 GMT Utrecht University – 2014 – Online full-body motion reconstruction (rappport) – Encadrement à 100%.
9. **Steven Weijden** – Master 2 GMT Utrecht University – 2014 – Skeletal similarity based automatic joint mapping for performance animation (rappport) – Encadrement à 100%.
10. **Francis Laclé** – Master 2 GMT Utrecht University – 2014 – Real-Time Collision-aware Musculoskeletal Model for Virtual Human Animation (rappport) – Encadrement à 100%.
11. **Maart Hagenaars** – Master 2 GMT Utrecht University – 2014 – Hierarchical development of physics-based animation controllers (rappport) – Encadrement à 100%.
12. **Rick van Rooij** – Master 2 GMT Utrecht University – 2013 – The 5/10 Method: A method for designing educational games (rappport) – Encadrement à 50% avec Johan Jeuring.
13. **Pieter Peeters** – Master 2 GMT Utrecht University – 2012 – Unified Platform for Subject-specific Neuromuscular and Finite Element Simulations (rappport) – Encadrement à 100%.

Responsabilités collectives et d’intérêt général

- Membre de la commission formation du département Informatique de Lyon 1 depuis septembre 2016
- Membre nommé du conseil de laboratoire (LIRIS) depuis janvier 2021
- Membre du Conseil Consultatif de la Formation Continue (CCFC) de Lyon 1 depuis 2021
- Co-président de la commission d’élaboration des sujets du bac de la spécialité NSI organisée par le rectorat de Lyon depuis 2020
- Membre du jury régional (région académique Auvergne-Rhône-Alpes) du Trophée NSI en 2022
- Membre du collectif NSI INSPE-Rectorat de l’académie de Lyon depuis 2022
- Président de jury de bac en 2015, 2016 et 2018
- Membre de la commission d’évaluation des projets d’Actions Transversales du laboratoire (LIRIS) depuis septembre 2020
- Responsable de la plateforme de capture de mouvement de l’Université d’Utrecht (Pays-Bas) de 2011 à 2014
- Président du comité scientifique de la journée de la Faculté des Sciences et des Technologies (FST) de Lyon 1 en 2015
- Membre du comité scientifique de la journée de la Faculté des Sciences et des Technologies (FST) de Lyon 1 en 2017
- Présentateur invité au workshop organisé par le projet européen 3D Physiological Human en 2013
- Présentateur invité au séminaire d’équipe ANIMA de l’INRIA Grenoble Rhône-Alpes en 2021
- Présentateur invité (keynote) à la conférence internationale Computer Graphics International (CGI) en 2021
- Chairman
 - session “IA & Health” au Workshop ARQUS sur “Artificial Intelligence and Digitalisation” (2022)
 - session “Gesture” au J.FIG (2017)
 - session “Simulation and Character Animation” à “12th Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation” (VRIPHYS) 2015

Chapitre 15. Liste des publications

Revue internationale avec comité de sélection

- [J12] Optimizations for predictive-corrective particle-based fluid simulation on GPU. S. Carensac, **N. Pronost** et S. Bouakaz. *The Visual Computer*, 2022
- [J11] Predictive simulation of post-stroke gait with functional electrical stimulation. G.F. Santos, E. Jakubowitz, **N. Pronost**, T. Bonis, et C. Hurschler. *Scientific reports* 11 - 21351, 2021
- [J10] Muscle-Based Control for Character Animation. A.L. Cruz Ruiz, C. Pontonnier, **N. Pronost** et G. Dumont. *Computer Graphics Forum (CGF)*, 2016
- [J9] A scalable geometrical model for musculotendon units. F. Laclé et **N. Pronost**. *Computer Animation et Virtual Worlds (CAVW)*, 2015
- [J8] A practical framework for generating volumetric meshes of subject-specific soft tissue. P. Peeters et **N. Pronost**. *The Visual Computer*, 2013
- [J7] Interactive character animation using simulated physics: a state-of-the-art review. T. Geijtenbeek et **N. Pronost**. *Computer Graphics Forum* (31-8), pp. 2492-2515, 2012
- [J6] Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, **N. Pronost**, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 161-171, février 2011
- [J5] A visualization framework for the analysis of neuromuscular simulations. **N. Pronost**, A. Sandholm et D. Thalmann. *The Visual Computer* (27-2), pp. 109-119, février 2011
- [J4] Morphology independent motion retrieval and control. **N. Pronost**, F. Multon, Q. Li, W. Geng, R. Kulpa et G. Dumont. *The International Journal of Virtual Reality* (8-4), pp. 57-65, décembre 2009
- [J3] A subject-specific software solution for the modeling and the visualization of muscles deformations. X. Maurice, A. Sandholm, **N. Pronost**, R. Boulic et D. Thalmann. *The Visual Computer* (25-9), pp. 835-842, septembre 2009
- [J2] Dynamics-based analysis and synthesis of human locomotion. **N. Pronost** et G. Dumont. *The Visual Computer* (23-7), pp. 513-522, juillet 2007
- [J1] Morphological and stance interpolations in database for simulating bipedalism of virtual humans. **N. Pronost**, G. Dumont, G. Berillon et G. Nicolas. *The Visual Computer* (22-1), pp. 4-13, janvier 2006

Conférences internationales avec comité de lecture et actes

- [C13] Predicting the effects of knee extensor muscle weakening and strengthening on a post-stroke gait. G.F. Santos, E. Jakubowitz, **N. Pronost**, T. Bonis, C. Hurschler. XXVIII Congress of the International Society of Biomechanics (ISB), 2021
- [C12] Analysis of a predictive forward simulator of human gaits. T. Bonis, **N. Pronost** et S. Bouakaz. 5th International Conference on NeuroRehabilitation (ICNR), 2020
- [C11] Physics-based control of walking virtual characters in low frequency simulations. S. Carensac, **N. Pronost** et S. Bouakaz. 31st International Conference on Computer Animation and Social Agents CASA, 2018
- [C10] Real-time gait control for partially immersed bipeds. S. Carensac, **N. Pronost** et S. Bouakaz. Proceedings of 8th International ACM SIGGRAPH Conference on Motion In Games (MIG), 2015
- [C9] Physics-based motion control through hierarchical neuroevolution. M. Hagenars, **N. Pronost** et A. Egges. Proceedings of 27th Conference on Computer Animation and Social Agents (CASA), 2014
- [C8] Simple Data-Driven Control for Simulated Bipeds. T. Geijtenbeek, **N. Pronost**, et A.F. van der Stappen. Proceedings of Eurographics / ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation (SCA), pp. 211-219, 2012
- [C7] Interactive character animation using simulated physics. T. Geijtenbeek, **N. Pronost**, A. Egges, et M. Overmars. Eurographics - State of The Art Report, 2011
- [C6] Correlative joint definition for motion analysis and animation. **N. Pronost**, A. Sandholm et D. Thalmann. *Computer Animation and Social Agent (CASA)*, 2010
- [C5] MotionLab: A Matlab toolbox for extracting and processing experimental motion capture data for neuromuscular simulations. A. Sandholm, **N. Pronost** et D. Thalmann. Proceedings of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009, Lecture Notes in Computer Science (5903), décembre 2009

- [C4] Interactive animation of virtual characters: application to virtual kung-fu fighting. **N. Pronost**, F. Multon, Q. Li, W. Geng, R. Kulpa et G. Dumont. Proceedings of International Conference on Cyberworlds 2008, Hangzhou - China, septembre 2008
- [C3] Intuitive motion retrieval with motion sensors. X. Liang, S. Zhang, Q. Li, **N. Pronost**, W. Geng et F. Multon. Proceedings of Computer Graphics International (CGI) 2008, Istanbul - Turkey, juin 2008
- [C2] Validating retargeted and interpolated locomotions by dynamics-based analysis. **N. Pronost** et G. Dumont. Proceedings of GRAPHITE 2006 Conference, Kuala Lumpur - Malaysia, pp. 65-74, décembre 2006
- [C1] Combining morphological interpolation and biomechanical inverse kinematics to simulate bipedal locomotion. **N. Pronost**, G. Nicolas, G. Dumont and F. Multon. IASTED – Visualization, Imaging & Image Processing (VIIP) 2005 Conference, Benidorm - Espagne, pp. 39-45, 7-9 septembre 2005

Chapitres d'ouvrage

- [BC1] Modeling and Simulating Virtual Anatomical Humans. F. MadehKhaksar, Z. Luo, **N. Pronost** et A. Egges. 3D MultiScale Physiological Human. Ed. Magnenat-Thalmann, Ratib and Choi. Springer London, pp. 137-164, 2014

Revue nationale avec comité de lecture

- [j1] Influences des adaptations morphologiques et cinématiques sur la dynamique des mouvements de locomotion. **N. Pronost** et G. Dumont. Revue Electronique Francophone d'Informatique Graphique REFIG (1-1), pp. 45-52, 2007

Conférences nationales avec actes

- [c4] Explicit forward gait prediction using parametric trajectories adaptation. T. Bonis, **N. Pronost**, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. Journées Françaises de l'Informatique Graphique (J.FIG), Sophia Antipolis, 2021
- [c3] Physics-based control of virtual characters in low frequency. S. Carensac, **N. Pronost** et S. Bouakaz. Journées Françaises d'Informatique Graphique (J.FIG), Rennes, France, 2017
- [c2] Influences des adaptations morphologiques et cinématiques sur la dynamique des mouvements. **N. Pronost** et G. Dumont. 19èmes Journées de l'AFIG, Bordeaux - France, 22-24 novembre 2006
- [c1] Interpolation morphologique et posturale pour la simulation de mouvement d'un humanoïde virtuel. **N. Pronost**, G. Dumont et G. Berillon. 16èmes Journées de l'AFIG, Paris, pp. 121-128, décembre 2003

Editions scientifiques d'ouvrages

- [A8] Simulation musculo-squelettique, temps-réel et prédictive de marches pathologiques. T. Bonis, **N. Pronost** et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2020
- [A7] Analyse de sensibilité d'un simulateur de locomotion basé physique. T. Bonis, **N. Pronost** et S. Bouakaz. Journées du Groupe de Travail Animation et Simulation (GTAS), 2018
- [A6] A Visualization Tool for OpenSim. **N. Pronost**, A. Sandholm et D. Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 8-9, mai 2010
- [A5] Evaluation of a geometry-based knee joint compared to a planar knee joint. A. Sandholm, C. Schwartz, **N. Pronost**, M. de Zee, M. Voigt et D. Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 34-35, mai 2010
- [A4] Biomechanical analysis of dancer's hip joint during extreme motions. L. Assassi, A. Sandholm, **N. Pronost**, P. Volino, D. Thalmann et N. Magnenat-Thalmann. Proceedings of 3D Anatomical Human Summer School 2010, pp. 26-27, mai 2010
- [A3] Techniques d'animation pour gérer les interactions entre un combattant virtuel et un sujet réel. **N. Pronost**, F. Multon, Q. Li, W. Geng, R. Kulpa et G. Dumont. 2èmes Journées de l'AFRV, Marseille - France, octobre 2007
- [A2] Validation de mouvements adaptés par analyse de la dynamique et squelette biomécanique. **N. Pronost** et G. Dumont. 13èmes Journées du GTAS, Toulouse, 15-16 juin 2006
- [A1] Simulation d'une locomotion bipède par adaptation de mouvement et cinématique inverse. **N. Pronost**, G. Nicolas, G. Dumont, F. Multon et G. Berillon. 11èmes Journées du GTAS, Reims, 17-18 juin 2004

Posters dans des conférences internationales

- ▣ 4 Simulation-based optimization approach for explicit forward gait prediction. T. Bonis, **N. Pronost**, G.F. Santos, C. Hurschler, S. Bouakaz. 14th ACM SIGGRAPH Conference on Motion, Interaction and Games, poster session, 2021
- ▣ 3 The 5/10 method: a method for designing educational games. J. Jeuring, R. van Rooij et **N. Pronost**. Poster presented at the Games and Learning Alliance conference (GALA), 2013
- ▣ 2 Effect of abdominal muscles elongation during pregnancy on L4-L5 spinal load using finite element model. F. Madeh Khaksar, M. Kasra et **N. Pronost**. Poster presented at Combined Meeting of Orthopaedic Research Societies (CROS), 2013
- ▣ 1 Real-Time Musculoskeletal Model for Injury Simulation on 3D Human Characters. F. Laclé et **N. Pronost**. Poster presented at Motion In Games Conference (MIG), 2012

Autres conférences

- ✎ 4 Physically-based Human Neck Simulation. Z. Luo, **N. Pronost** et A. Egges. 10th Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation (VRIPHYS), 2013
- ✎ 3 Musculoskeletal simulation: from motion capture to muscular activity in lower limb models. **N. Pronost** et A. Sandholm. Tutorial of the Second 3D Physiological Human Workshop (3DPH) 2009, novembre 2009
- ✎ 2 Modélisation et calcul de mouvement pour l'humanoïde virtuel - Une application paléanthropologique. **N. Pronost**. 20ème Congrès Industriel de Belfort, Belfort-Montbéliard, 23-24 mars 2004
- ✎ 1 Interpolation morphologique et posturale pour la simulation de mouvement d'un humanoïde virtuel. **N. Pronost**. 11èmes Journées des utilisateurs Vicon, Rennes, 19 mars 2004

Présentations invitées

- ▣ 1 Motion control and prediction of virtual characters. **N. Pronost**. Keynote Speech at Computer Graphics International (CGI), 2021

Mémoires

- ▣ 2 Définition et réalisation d'outils de modélisation et de calcul de mouvement pour des humanoïdes virtuels. **N. Pronost**. Thèse de l'Université de Rennes 1, France, décembre 2006
- ▣ 1 Bipédie de Lucy : proposition d'un outil de validation d'hypothèses de marche. **N. Pronost**. DEA d'Informatique de l'Université de Rennes 1, France, juin 2003

Contrôle de mouvement pour la simulation d'humains virtuels anatomiques

Ce mémoire présente mon activité de recherche qui se centralise autour des domaines de la modélisation de l'humain virtuel, le traitement et la visualisation de données de simulations de mouvement, et le contrôle pour l'animation et la simulation prédictive. Certains de ces travaux permettent de modéliser précisément les articulations du système biomécanique humain grâce notamment à des contraintes corrélatives mais aussi des modèles géométriques patients-spécifiques construits par de l'imagerie médicale. D'autres s'intéressent à la modélisation des muscles et plus précisément d'une version tridimensionnelle et adaptative du principe d'unités musculo-tendineuses. J'ai également contribué au domaine de la simulation en corps déformables de modèles musculaires, en partant de la génération de modèles éléments finis à partir de données d'IRM segmentées jusqu'à la simulation de la contraction d'un ensemble de muscles, et ce pour des muscles de la jambe ou bien du cou.

D'autres travaux se sont intéressés à des méthodes de traitement de données capturées en vue de la préparation à des simulations neuromusculaires. Ces aspects un peu plus techniques ont été complétés par des études sur la visualisation des résultats de ces simulations grâce à la proposition de plusieurs solutions logicielles en fonction des objectifs des simulations.

L'axe principal de mes activités de recherche est mis sur le contrôle de mouvement et en particulier dans le cadre de l'animation basée physique. J'ai réalisé des travaux sur la conception de contrôleurs capable de suivre de manière robuste un mouvement de référence en temps-réel et sans prétraitement. J'ai également travaillé sur une approche de contrôle par algorithme génétique en proposant une vision hiérarchique de la conception. Une partie du travail a aussi concerné l'animation temps-réel, basse fréquence, interactive d'un personnage en interaction constante avec son environnement formé de liquide.

Les travaux les plus récents s'attaquent à la problématique du contrôle de mouvement et de la simulation prédictive de mouvement, notamment pour le contrôle direct et la prédiction par contrôle optimal ou par apprentissage par renforcement sur des patients atteints de pathologies.

Motion control for simulating anatomical virtual humans

This report presents my research activity which is centered around the areas of virtual human modeling, processing and visualization of motion simulation data, and control for animation and predictive simulation. Some of this work makes it possible to precisely model the joints of the human biomechanical system thanks in particular to correlative constraints but also to patient-specific geometric models constructed by medical imaging. Others are interested in muscle modeling and more specifically in a three-dimensional and adaptive version of the principle of musculotendinous units. I have also contributed to the field of simulation in deformable bodies of muscle models, starting from the generation of finite element models from segmented MRI data to the simulation of the contraction of a set of muscles, applied to muscles of the leg and muscles of the neck.

Other works have focused on methods for processing captured data to prepare for neuromuscular simulations. These slightly more technical aspects have been supplemented by studies on the visualization of the results of these simulations thanks to the proposal of several software solutions according to the objectives of the simulations.

The main focus of my research activities is on motion control and in particular in the context of physics-based animation. I have worked on the design of controllers capable of robustly following a reference motion in real time and without preprocessing. I also worked on a genetic algorithm control approach by proposing a hierarchical vision of the design. Part of my research also concerned the real-time, low-frequency, interactive animation of a virtual character in constant interaction with a liquid-formed environment.

The most recent works tackle the issue of motion control and predictive motion simulation, in particular for direct control and prediction by optimal control or by reinforcement learning on patients with pathologies.