



**HAL**  
open science

# Analyse et simulation du maintien de l'équilibre debout chez l'humain

Thomas Robert

► **To cite this version:**

Thomas Robert. Analyse et simulation du maintien de l'équilibre debout chez l'humain. Biomécanique [physics.med-ph]. Université Claude Bernard Lyon 1, 2019. <tel-02414301>

**HAL Id: tel-02414301**

**<https://hal.science/tel-02414301v1>**

Submitted on 16 Dec 2019

**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.



HAL Authorization



**Université Claude Bernard Lyon 1**

**Mémoire d'Habilitation à Diriger les Recherches**

*présentée et soutenue publiquement par*

**Thomas ROBERT**

le 25 Novembre 2019

**Analyse et simulation du maintien de l'équilibre  
debout chez l'humain**

**Jury**

<b>M. Rachid Aissaoui</b>	Professeur, École de Technologie Supérieure de Montréal	Examineur
<b>M. Stéphane Armand</b>	Private Docent, Université de Genève	Rapporteur
<b>Mme Laurence Chèze</b>	Professeur, Université Claude Bernard Lyon 1	Examineur
<b>M. Franck Multon</b>	Professeur, Université Rennes 2	Examineur
<b>M. Philippe Pudlo</b>	Professeur, Université Polytechnique Hauts-de-France	Rapporteur
<b>M. Bruno Watier</b>	Maitre de Conférence HDR, Université Toulouse 3 Paul Sabatier	Rapporteur

**N° d'ordre : 0402019**



# Table des matières

<b>Table des matières</b>	<b>i</b>
<b>Remerciements</b>	<b>iii</b>
<b>Avant-propos</b>	<b>v</b>
<b>CV détaillé et déroulement de carrière</b>	<b>vii</b>
<b>1 Introduction générale</b>	<b>1</b>
1.1 Le contexte	2
1.2 Quelques fondamentaux sur le maintien de l'équilibre debout	4
1.3 Les principales actions de rattrapage	12
1.4 Références	19
<b>2 Régulation de l'équilibre au cours de la marche</b>	<b>23</b>
2.1 Introduction	24
2.2 Déplacement du centre de pression lors de l'initiation du pas : détection précoce du risque de chute chez les séniors	25
2.3 Placement des pieds et régulation de l'équilibre latéral : maturation de la marche chez l'enfant	30
2.4 Régulation du moment cinétique du corps complet	36
2.5 Références	42
<b>3 Simulation du maintien de l'équilibre perturbé</b>	<b>47</b>
3.1 Introduction	48
3.2 Approche pragmatique : utilisation des réactions maximales	49
3.3 Simulation des actions de rattrapage	69
3.4 Références	91
<b>4 Conclusion et perspectives de recherche</b>	<b>97</b>
4.1 Bilan	98
4.2 Perspectives	98
4.3 Intégration du projet dans l'environnement de recherche	102
4.4 Derniers mots	102
4.5 Références	103
<b>Liste des principaux acronymes</b>	<b>105</b>



# Remerciements

Avant toute chose, n'oublions pas les remerciements! Je sais en effet par expérience personnelle que ce sera probablement la seule section de ce document qui ne sera pas lue dans un but purement utilitaire (tel le rapporteur qui doit trouver quelque chose à écrire dans son rapport) mais que, peut être, certains s'y plongeront mus par un désir inavouable de procrastination ou une saine curiosité - quoique souvent motivée par l'égo ("mais que dit-il de moi?").

Plus sérieusement, la recherche, contrairement à ce que l'on tente de faire croire à grand renfort d'"excellence", reste une aventure collective! Comme tout sport d'équipe, elle peut se pratiquer seul, mais c'est nettement plus ennuyeux et moins efficace. Les remerciements qui suivent ne sont donc pas uniquement un passage obligé ou la marque d'une politesse qu'à moitié sincère, mais réellement l'affirmation de cette nécessité du collectif, et du plaisir que j'ai eu à partager au cours de ces dix dernières années. Car oui, le principal moteur de mon travail reste le plaisir - n'en déplaise aux fanatiques de la pointeuse (et oui, je travaille dans un institut où la règle pour les chercheurs consiste à pointer matin, midi et soir, tels les Chaplin des Temps Modernes) - et notamment le plaisir d'échanger autour d'une manip', d'une bière ou d'un café.

Tout d'abord je me dois de remercier (de m'excuser?) les personnes qui auront eu le courage ou la peine de lire et d'évaluer ce document. Un merci particulier à mes rapporteurs Stéphane Armand, Philippe Pudlo et Bruno Watier! Les membres du jury - Rachid Aissaoui, Franck Multon et Laurence Chèze - méritent aussi d'être mis à l'honneur. Diantre, qu'il est délicat pour moi d'être ainsi évalué par des collègues que je connais et que j'apprécie profondément. Il faut enfin souligner l'importance des travailleurs de l'ombre, petites mains courageuses qui ont laborieusement relu et corrigé soirs et week-ends mes innombrables fêtes et horeures grammaticales, aberrations sémantiques et contre-sens scientifiques : Laurence, Raphaël, Sonia et David, c'est bien la première fois que j'ai l'occasion de vous qualifier de "petites mains" (comme quoi on peut vraiment raconter n'importe quoi dans les remerciements)! Merci donc à vous tous d'avoir consacré de votre temps à l'évaluation de ce travail et à l'élaboration de ce manuscrit. J'y suis d'autant plus sensible que je mesure à quel point ce temps est rare et précieux (est-ce moi qui vieillit ou bien sommes nous soumis à un nombre exponentiellement croissant de sollicitations et de tâches aussi diverses qu'éloignées de nos missions initiales?).

J'en profite pour ne pas remercier les personnes qui s'évertuent à détruire petit à petit les notions de plaisir et d'insouciance de nos métiers. Qu'il y ait volonté de structuration et de pilotage de nos activités, pourquoi pas, si cette démarche a pour but d'être au service de la production de connaissances, et si cela intègre les spécificités du monde de la recherche (on a de beaux exemples au laboratoire qui nous facilite la vie!). Malheureusement c'est rarement le cas. Il est symptomatique, et dramatique, que la suite logique d'une discussion au débotté autour d'une idée de recherche ne soit plus une phase d'excitation et de mise en œuvre (au moins le temps de se rendre compte que ça ne marche pas et que les discussions de café ont tout de même leurs limites), mais une réflexion sur l'ensemble des blocages administratifs probables et des moyens de les contourner : A-t-on l'habilitation machin-truc? Est-ce que la date de réunion du comité Théodule, censeur auto-proclamé aux avis aléatoires, est passée? Vais-je réussir à convaincre Tartempion, détenteur de pouvoirs aussi petits qu'absolus, de signer le

document X? Etc.

Je m'égare... Revenons aux remerciements et au plaisir d'échanger. Ces dix dernières années ont été marquées par l'accompagnement (qui a parlé d'exploitation?) de nombreux étudiants. Oserai-je dire que sans vous je ne serai rien? Dans un contexte d'HDR ce serait raisonnable. En tout cas, c'est vous qui avez fait la majeure partie du travail! Merci donc à Zohaib, Zhaopeng, Romain, Pascal, Madhi, Marine, Adrien, Toufik, et les nouveaux venus Elliot et Naima, pour ces périodes d'échanges, de partage, de remise en cause parfois.

La majeure partie de ma "vie de chercheur" s'est déroulée au LBMC. Il va de soi que l'ensemble de mes travaux est très largement redevable aux membres du laboratoire. Je ne prend pas le risque de nommer chacun : vous êtes nombreux, je suis étourdi, il y aurait forcément des oublis! Équipes techniques, personnes ayant subi et supporté ma "phobie administrative", collègues bienveillants, débatteurs invétérés ou partenaires de café, vous vous reconnaitrez! L'environnement de travail ne s'arrête évidemment pas au laboratoire et il me faut aussi mentionner l'ensemble des personnes que j'ai la chance de côtoyer à l'échelle du site et de l'institut : sympathisants syndicaux, membres de la commission d'évaluation des chercheurs, de la Société de Biomécanique, partenaires de grimpe et autres activités extra-professionnelles, simples connaissances, etc. Vous formez un ensemble, peu quantifiable, mais qui m'est ô combien nécessaire.

Certains collègues ont aussi eu un rôle particulier dans mon parcours. Ils m'ont accompagné et ont largement influencé mes travaux. Il suffit de regarder une liste de mes publications pour les reconnaître. Mais, j'insiste, les publications ne sont que le reflet du plaisir à échanger et passer du temps avec vous : Pierre-Brice, Pascal, Marie-Laure, Vincent, Lionel, Rachid et tout les autres, merci, et pourvu que ça dure!

Nous avons tous nos "pères" en recherche : ces personnes qui nous ont encadré et accompagné dans notre découverte du métier. Jean-Pierre Verriest, Michel Fayet et Mark Latash, tout en étant extrêmement différents, vous avez façonné ma conception du métier de chercheur : exigence, modestie, amusement et partage (même si je me suis surtout focalisé sur les deux derniers termes...). C'est grâce à vous et - très modestement - un peu "comme vous" que j'ai voulu faire ce métier.

Enfin, il ne serait pas raisonnable de conclure sans remercier ma petite famille. D'abord parce que si je ne le fais pas je vais me faire engueuler en rentrant à la maison ce soir. Mais aussi parce que vous m'avez supporté dans les périodes de stress (je peux être entre tout à faible pénible et absolument insupportable) et que vous me pardonnez de partir de temps en temps sans vous en Australie ou à La Réunion (étonnamment personne ne m'en avait voulu pour le Luxembourg ou Nancy en hiver). Et surtout parce que vous me faites bien rire, même quand les grands méchants cités plus haut m'embêtent un peu trop. Merci Sonia et merci mes poulettes!

# Avant-propos

« Je vivais à l'écart de la place publique,  
Serein, contemplatif, ténébreux, bucolique...  
Refusant d'acquiescer la rançon de la gloire,  
Sur mon brin de laurier je dormais comme un loir.  
Les gens de bon conseil ont su me faire comprendre  
Qu'à l'homme de la rue j'avais des comptes à rendre  
Et que, sous peine de choir dans un oubli complet,  
J'étais de mettre au grand jour tous mes petits secrets. »

---

Georges Brassens, "Les trompettes de la renommée"  
*le message de cette chanson ne reflète évidemment pas mon avis sur  
l'exercice de rédaction d'une Habilitation à Diriger les Recherches (fort  
utile) ni sur les amicales pressions pour m'inciter à passer à l'acte.*

L'ensemble de mes travaux de recherche concerne l'analyse et la simulation du mouvement humain. Ces travaux se heurtent à un certain nombre de verrous scientifiques. Le corps humain est un système mécanique complexe, extrêmement redondant, et donc relativement délicat à décrire et piloter. De plus, la plupart des paramètres cinématiques, dynamiques ou de contrôle ne peuvent être observés *in vivo* de manière non-invasive. Enfin, les actions entreprises par une personne, ainsi que la manière de les entreprendre, sont le résultat de processus et de traitements complexes (perception propre et de l'environnement, analyse de ces informations, prise de décision, commande, etc.). L'étude de ces verrous permet de regrouper mes travaux en trois grandes thématiques :

1. le développement d'outils et de méthodes nécessaires à l'étude du mouvement humain ;
2. l'analyse, si possible de manière quantitative, des mouvements afin de comprendre les mécanismes de contrôle qui ont permis de les générer ;
3. la prédiction et la simulation de ces mouvements pour différentes personnes.

De plus, au cours de ces quinze dernières années, mes travaux de recherche ont porté sur trois grands domaines d'application : l'évaluation ergonomique de produit, la protection des usagers de transport et l'évaluation en santé. Différentes activités de la vie courante ont aussi été étudiées : marche, transfert assis-debout, accès aux véhicules, etc. Cependant, le maintien de l'équilibre debout est une activité à part, qui a toujours été présente et a occupé une place grandissante dans mes travaux. Cette tâche est même devenue un objet d'étude à part entière, sur lequel j'ai choisi de focaliser ce mémoire.

**Ce mémoire d'habilitation à diriger des recherches présentera donc mes travaux concernant l'analyse et la simulation du maintien de l'équilibre debout chez l'humain.**



# CV détaillé et déroulement de carrière

*« Depuis que j'ai appris à rire de moi-même, je ne m'ennuie plus jamais. »*

---

George Bernard Shaw

## CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE

---

### Thomas Robert

Adresse mail : thomas.robert@ifsttar.fr

Date de naissance : 24 aout 1978

Date de recrutement : 01/01/2008

Grade : CR1 Ancienneté dans le grade : 6 ans

Discipline(s) : Biomécanique

Organisme employeur: IFSTTAR

Affectation actuelle : TS2/LBMC

Mots-clés : biomécanique, analyse du mouvement, chute, marche, piéton, transports en commun

### Formation

- 2001 Ingénieur Génie Mécanique et Construction, INSA Lyon
- 2002 DEA de Mécanique, *Modélisation de l'action d'un conducteur humain sur la direction de son véhicule*, Laboratoire de Mécanique des Contacts et des Solides (LaMCoS) - INSA Lyon.
- 2006 Doctorat de Mécanique - option Biomécanique, *Analyse biomécanique du rattrapage d'équilibre de personnes debout suite à une perturbation de leur surface d'appui – Application à la protection des passagers de transport en commun*, Laboratoire de Biomécanique et Modélisation Humaine, INRETS
- 2007 Qualifié à concourir pour les postes de Maître de Conférence en 2007 dans les sections 60 (Mécanique) et 74 (Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives)

### Carrière universitaire

- 2007 Post-doctorat, *Synergies musculaires au cours de tâches posturales*, Motor Control Laboratory –Pennsylvania State University, USA.
- 2008-2009 Chargé de recherche 2<sup>ième</sup> classe, *Analyse et simulation du mouvement et du maintien de l'équilibre chez l'humain*, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) – IFSTTAR-UCBL.
- 2008 Visiting researcher (6 mois) à l'Université de Virginie (Charlottesville, USA), *Posture et locomotion des enfants handicapés*, Motion Analysis and Motor Performance Lab & *Influence de la contraction réflexe sur la cinématique post-impact des occupants de véhicules*, Center of Applied Biomechanics.
- Depuis 2012 Chargé de recherche 1<sup>ère</sup> classe, *Analyse et simulation du mouvement et du maintien de l'équilibre chez l'humain*, Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) – IFSTTAR-UCBL
- 2016-2017 Chercheur invité (12 mois) à l'Ecole de Technologie Supérieure de Montréal (Canada), Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie, *Evaluation de la marche et de l'équilibre sur tapis roulant double bande haptique*, Ecole de Technologie Supérieure / Centre de Recherche du Centre Hospitalier de l'Université de Montréal.

## Production scientifique

Synthèse des publications et autres productions. La liste complète des références est donnée page xiv.

	Code	Nombre
Article dans revue à comité de lecture répertoriée dans les BDI*	ACL	23
Article dans revue à comité de lecture non répertoriée dans les BDI	ACLN	2
Chapitre d'ouvrage scientifique	OS	3
Conférence invitée dans un congrès international ou national	INV	2
Communication avec actes dans un congrès international	ACTI	33
Communication avec actes dans un congrès national	ACTN	8
Communication orale sans actes dans un congrès international ou national	COM	23
Communication par affiche dans un congrès international ou national	AFF	10

\*Bases de données internationales

## Enseignement

### Au cours de la thèse

*Etablissement* : INSA de Lyon

*Discipline* : « Mesures Physiques » et « Conception mécanique »

*Nature et volume (nombre d'heures équivalent TD)* : TP (36 heures/an \* 1an), TD (46 heures / an \* 4 ans)

*Niveau* : L1

### De 2012 à 2016

*Etablissement* : Université Claude Bernard Lyon 1

*Discipline* : Initiation à la modélisation en Biomécanique (UE du M2 recherche en Biomécanique)

*Nature et volume (nombre d'heures équivalent TD)* : responsabilité de l'UE + 12 h TD /an

*Niveau* : M2

### Depuis 2017

*Etablissement* : Université Claude Bernard Lyon 1

*Discipline* : Initiation à la biomécanique de l'appareil locomoteur (UE du M2 recherche en Biomécanique)

*Nature et volume (nombre d'heures équivalent TD)* : intervention de 2\*4 h TD /an

*Niveau* : M2

## Encadrements (formation à et par la recherche)

### Masters 2

2018-2019	Vincent Gibeaux "Gait stability of individuals with transfemoral osseointegrated prosthesis", co-encadrement R. Dumas, A. Naaim.	40 %
2018-2019	Stéphane Klotz "Evaluation d'un dispositif bas coût pour tester les mécanismes de régulation de l'équilibre", co-encadrement P. Chabaud.	40 %
2018-2019	Nadir Boussetta "Contrôle et stabilité de la marche des personnes avec une amputation du membre inférieur", co-encadrement R. Dumas. Projet Recherche et Ingénierie du département Génie Mécanique de l'INSA de Lyon.	40 %

*CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

2017-2018	Mathilde Dreyfus "Création d'un outil de visualisation pour la rééducation du patient lombalgique", co-encadrement L. Chèze, P. Chabaud. Stage de 6 mois au cours d'une année de césure.	60 %
2017-2018	Axel Koussou "Estimation des paramètres inertiels du corps humain : Régression, Imagerie et Identification", co-encadrement G. Beurier, R. Dumas, collaboration avec L. Reveret (INRIA Grenoble)	40 %
2017-2018	Robin Vautey "Evaluation d'un simulateur de marche de type tapis roulant haptique", dans la suite des projets entamés au cours de l'année de mobilité à Montréal.	33 %
2015-2016	Ludovic Miramand "Effets des vibrations sur les tendons de la cheville lors d'un pas protecteur", co-encadrement L. Chèze, P. Chabaud et R. Tisserand	25 %
2015-2016	Paul Leborgne "Identification par Dynamique Inverse des Paramètres Inertiels Segmentaires, Evaluation de Méthode", co-encadrement R. Dumas.	60 %
2014-2015	Mahdi Abid "Estimation des paramètres segmentaires et inertiels d'un humain à l'aide de méthodes d'identification", co-encadrement R. Dumas, V. Bonnet, G. Venture (Tokyo University of Agriculture and Technology, Japon).	60 %
2013-2014	Thibaud Bertholet "Analyse expérimentale du rattrapage d'équilibre perturbé", dans le cadre des travaux de thèse de R. Tisserand (financement Cluster Rhône-Alpes), co-encadrement avec R. Tisserand et L. Chèze	33 %
2011-2012	Reyhana Marimoutou "Analyse cinématique du mouvement du membre supérieur lors de la frappe experte de piolet en cascade de glace", projet financé par l'INSEP.	100 %
2011-2012	Bilel Guiga, "Analyse expérimentale de la réaction pré crash sur le choc piétons", co-encadrement avec Anurag Soni dans le cadre du projet Marie Curie International Incoming Fellowships "Pedestrian Pre-Crash Reactions and their effects on crash outcomes".	50 %
2011-2012	Margot Odet, " Transplantation du muscle tibial antérieur dans le pied bot varus équin de l'enfant", co-encadrement avec Laurence Chèze en partenariat avec le Pr. Jean-Marc Laville (Centre hospitalier Felix Guyon, Saint-Denis, La Réunion).	50 %
2010-2011	Chloé Labise "Evaluation biomécanique de l'aptitude à la conduite après une intervention chirurgicale sur les membres inférieurs", projet en collaboration avec le service de chirurgie orthopédique de l'Hôpital Croix-Rousse.	100 %
<u>Doctorants</u>		
2019-...	Nahima Al Abiad " Biomarqueurs basés sur les traces d'activités issues d'objets connectés de la vie quotidienne pour le suivi et la prédiction précoce du risque de chute chez les personnes âgées", directeur V. Renaudin (Geoloc - IFSTTAR), co-encadrement V. Renaudin, T. Robert, financement IFSTTAR.	60 %
2018-...	Elliot Polomé "Développement et exploration d'un simulateur mécanique permettant de caractériser biomécaniquement une chaussure dans des conditions réelles d'utilisation", directeur R. Dumas, co-encadrement R. Dumas, T. Robert, thèse CIFRE avec le Centre Technique du Cuir.	60 %
2017-2018	Marine Guinamard "Analyse et simulation des mécanismes impliqués dans le maintien et le rattrapage de l'équilibre humain", directeur L. Chèze, co-encadrement L. Chèze, T. Robert, financement projet ANR EquiSim. Thèse arrêtée en fin de 1 <sup>ère</sup> année sur une décision conjointe. Actuellement en formation d'osthéo-pathe animalier Ecully.	30 %
2015-2018	Madhi Abid "Walking gait features extraction and characterization using wearable devices", directeur V. Renaudin (Geoloc - IFSTTAR), co-encadrement	30 %

## CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE

	V. Renaudin, T. Robert, Y. Aoustin (EC Nantes), financement IFSTTAR, soutenue le 26/10/2018.	
2012-2015	Pascal Vallée "Simulation du maintien de l'équilibre et du risque de chute dans les transports", directeur Xuguang Wang (LBMC - IFSTTAR), co-encadrement X. Wang, financement IFSTTAR, soutenue le 26/11/2015. Actuellement Chargé d'étude chez PROTEOR	80 %
2012-2015	Romain Tisserand "Mécanismes biomécaniques et cognitifs à l'origine des chutes chez les personnes âgées et/ou handicapées", directeur L. Chèze (LBMC - UCBL), co-encadrement L. Chèze, financement Région Rhône Alpes, soutenue le 27/11/2015. Actuellement maître de conférences à l'université de Poitiers.	60 %
2009-2012	Zhaopeng Qiu "Déplacement d'un mannequin virtuel dans un environnement encombré : simulation de mouvement en intégrant les contraintes d'équilibre", directeur A. Micaelli (CEA-LIST), co-encadrement A. Micaelli, A. Escande, co-financement IFSTTAR - CEA, soutenue le 05/12/2012. Actuellement Software Engineer @ GE Healthcare.	40 %
2009-2012	Zohaib Aftab "Simulation dynamique de la perte d'équilibre : application aux passagers debout de transport en commun", directeur B. Brogliato (INRIA), co-encadrement avec P.B. Wieber (INRIA), financement Région Rhône-Alpes, soutenue le 21/11/2012. Actuellement Assistant professor, Université of Central Punjab, Pakistan.	70 %

### Post-doctorants

2019-2020	Toufik Bentaleb "Simulation du rattrapage d'équilibre perturbé", co-encadrement T. Robert, P.B. Wieber (INRIA Grenoble), financement projet ANR EquiSim.	70 %
2019	Adrien Pajon "Rattrapage d'équilibre perturbé à l'aide de contacts non-coplanaires", co-encadrement T. Robert, P.B. Wieber (INRIA Grenoble), financement projet ANR EquiSim.	70 %
2011-2012	Anurag Soni "Pedestrian Pre-Crash Reactions and their effects on crash outcomes", co-supervision avec Philippe Beillas, financement européen (Marie-Curie IIF).	30 %

### **Membre du jury de thèse (examineur), hors doctorants encadrés**

2018	Marien Couvertier, "Identification des paramètres inertiels des segments du corps humain", Université de Poitiers, 18 décembre 2018.
2015	Pauline Maurice, "Virtual Ergonomics for the Design of Collaborative Robots", Université Pierre et Marie Curie, - Paris 6, 16 juin 2015.
2014	Simon Courtemanche, "Analyse et Simulation des Mouvements Optimaux en Escalade", Université de Grenoble, 20 octobre 2014.

## CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE

### Activités de valorisation et de transfert nationales

#### Contrats de recherche et contrats industriels nationaux

Titre	Période	Type et bailleur	Partenaires	Montant	Rôle
Expérimentations de Navettes Autonomes (ENA)	2019-2022	ADEME (PIA Véhicule et transports du futur)	16 partenaires (académiques, industriels, collectiv. locales)	20 625 546 €	Participant
Modèle numérique relatif au comportement des passagers debouts dans un matériel ferroviaire (FMC)	2019-2020	Alstom Transport SA	IFSTTAR-LBMC	<i>confidentiel</i>	Participant
Plate-forme numérique permettant d'étudier les mécanismes impliqués dans le maintien et le rattrapage de l'équilibre humain. (EquiSim)	2016-2020	ANR JCJC	UCBL-LBMC	290 000 €	Montage + Porteur
Adaptation de la stratégie d'AUTOmatisation des véhicules autonomes (niveaux 3 et 4) aux besoins et à l'état des CONDUCTEURS en conditions Réelles (AutoConduct)	2016-2019	ANR PRC	Vedecom, IFSTTAR, IRCCyN, Lamih-CNRS, Lab, Continental, PSA.	1 110 000 €	Participant
Dynamic balance control during walking on a subject-driven dual belt treadmill	2016-2017	Subvention Prestige pour une mobilité sortante (Campus-France)	IFSTTAR	7 500 €	Porteur
Maintien de l'équilibre debout en train	2015-2016	Etude pour la SNCF	UCBL-LBMC	19 000 €	Porteur
Risque de chute en phase de démarrage d'un tramway	2015-2016	Etude pour le STRMTG	IFSTTAR-LBMC	8 000 €	Porteur
Etude de l'effet du jerk sur le déséquilibre	2014-2015	Etude pour le STRMTG	IFSTTAR-LBMC	3 000 €	Porteur
Accessibilité et sécurité des aides individuelles à la mobilité dans les transports publics	2013-2014	Etude pour la DGITM	IFSTTAR (Lescot + LBMC)	82 000 €	Participant
Simulation du rattrapage d'équilibre – vers une meilleure compréhension des mécanismes biomécaniques et cognitifs à l'origine des chutes chez les personnes âgées.	2012-2015	Financement d'une thèse par la Région Rhône-Alpes	UCBL-LBMC	92 000 €	Porteur
Détermination des critères d'expertise pour réaliser une frappe de piolet en escalade glaciaire. Evolution de ces critères avec la fatigue.	2011-2013	Financement d'une thèse par la Région Rhône-Alpes	FFCAM, Univ. Rouen, UCBL-LBMC, Univ. Savoie	8 000 €	Resp. LBMC

#### Activités d'expertise

Expertise de projet de recherche pour la Région PACA et l'Université de Nantes.

## CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE

### Activités Internationales

#### Projets internationaux

Titre	Période	Type et bailleur	Partenaires	Montant	Rôle
Locomotion de personnes avec une amputation du membre inférieur: une approche innovante pour un contrôle et une stabilité améliorés	2017	Programme Hubert Curien (Campus France) pour mobilité et échange scientifiques en Australie	IFSTTAR	4 000 €	Participant
Dynamic balance control during walking on a subject-driven dual belt treadmill	2016-2017	Subvention Prestige pour une mobilité sortante (Campus-France)	IFSTTAR	7 500 €	Porteur
Identification des paramètres segmentaires et inertiels du système locomoteur humain	2015-2016	Programme Hubert Curien (Campus France) pour mobilité et échange scientifiques au Japon	IFSTTAR	12 000 €	Participant
Pedestrian Pre-Crash Reactions and their effects on Crash Outcomes (PedPCReact)	2010-2012	EC FP7 Incoming International Fellowships	Inrets-LBMC	166 000 €	Co-encadrement scientifique
Mobility Schemes Ensuring Accessibility of Public Transport for All Users (Acces2All)	2009-2011	EC FP7 Coordination Action	CERTH/HIT, Inrets, Universitas, USTUTT, IAS, Lund, ERT, Blue Point IT	797 000 €	Participant
Digital Humans for Ergonomic design of products (DHErgo)	2008-2011	EC FP7 Collaborative Project	ERT, INRETS, ULB, TUM, CEIT, Human Solution, ESI, Renault, BMW, PSA	3 500 000 €	Participant
Train Interior Passive Safety for Europe (Safeitneriors)	2006-2010	EC FP6 Specific Targeted Research Project	Alstom, Atoc, Univ. Bolton, FIDA, DBahn, Antolin, IST, MIRA, RSSB, Siemens, UERI, VUKV, Bombardier, Inrets, SNCF	1 890 000 €	Montage, participant

#### Collaborations internationales suivies

- 2008-2012      Pennsylvania State University (PennState) : Memorendum of Understanding et organisation de deux séminaires du Pr. Mark Latash labélisés par l'école doctorale.  
University of Virginia (UVA) : Memorendum of Understanding et séjour de recherche de 6 mois en 2008.
- 2014-2016      Tokyo University of Agriculture and Technology (TUAT) : projet PHC Sakura (2014-2016) avec le Pr. Gentiane Venture : 2 visites respectives (+ séminaires) et échanges d'étudiants en master.
- Depuis 2016    Ecole de Technologie Supérieure de Montréal (ETS) : mobilité d'un an (2016-2017) au Laboratoire d'Imagerie et d'Orthopédie (collab. R. Aissaoui). Montage, avec d'autres chercheurs du LBMC, d'un Laboratoire International Associé

### **Administration et animation de la recherche**

- 2019                    Responsable de l'achat et de l'installation d'un tapis de marche instrumenté (investissement scientifique de 120 k€).
- depuis 2019            Co-responsable du thème "Equilibre, locomotion et mobilité » du laboratoire international associé EVASYM (Evaluation anatomo-fonctionnelle du système musculosquelettique) avec L'Ecole de Technologie Supérieure de Montréal et l'Université de Montréal (montage en mai 2019, inauguration en novembre 2019)
- depuis 2019            Co-responsable du thème "Faciliter les déplacements" et co-animateur de l'axe "L'homme en mouvement pour des déplacements en autonomie" du LBMC
- 2017 - 2019            Responsable de l'équipe Ergonomie du LBMC
- 2016-2019            Responsable de l'organisation des réunions d'équipe de l'équipe Ergonomie du LBMC
- depuis 2015            Membre du Comité pour l'Expérimentation Biomécanique (comité interne au laboratoire qui examine l'ensemble des protocoles de recherche in vivo ou ex vivo du laboratoire)
- 2012-2019            Membre élu (suppléant puis titulaire) de la Commission d'évaluation des Chercheurs (CEC puis Comeval) en charge de l'évaluation, des promotions et des recrutements dans le corps des chercheurs du Développement Durable.
- 2012-2015            Membre élu (suppléant) du Conseil Scientifique de l'IFSTTAR de 2012 à 2015
- depuis 2013            Membre élu (suppléant) du conseil de Département TS2

### **Rayonnement scientifique et diffusion de la culture scientifique**

#### Participation à des réseaux de recherche

- Membre du Conseil d'Administration de la Société de Biomécanique depuis juillet 2018
- Membre de la Société de Biomécanique (SB), de la Société Posture Equilibre Locomotion (SOFPEL) et de l'International Society for Posture and Gait Research (ISPGR).

#### Participation à des comités éditoriaux et expertise d'articles

- Expertise d'environ 4 articles par an depuis 2013 pour les principales revues du domaine : Journal of Biomechanics, Gait and Posture, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Journal of Engineering in Medicine (Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H), Multibody System Dynamics, Frontiers in Neurosciences, ...

#### Participation à des comités scientifiques ou d'organisation d'évènement scientifiques

- Membre du comité de programme (Track Director) pour la conférence de l'European Society of Biomechanics (10-13 juin 2016)

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

---

- Membre du Comité d'organisation pour le 1<sup>st</sup> International Symposium on Digital Human Modeling (14-16 juin 2011, Lyon), et IRCOBI 2015 (9-11 septembre 2015, Lyon).
- Organisation du symposium national « Maintien de l'équilibre debout en situation dynamique chez l'être humain », Avril 2014 (<https://equilibredyn2014.inria.fr/fr/>).
- Co-organisateur d'une session parallèle "Methods for Motion Reconstruction and Personalization of Human Models", HCI-DHM 2009, 19 – 24 Juillet 2009, San Diego.
- Modérateur de sessions pour la conférence de l'International Society of Biomechanics (2011) et l'European Society of Biomechanics (2016).

### Vulgarisation des résultats de la recherche

- Participations à la fête de la science, [à un atelier de rencontre collégiens/chercheurs](#) et à l'émission télévision « [On n'est pas que des cobayes](#) ».
- Participation à la rédaction d'un article de La Recherche (« Marcher comme nous, un rêve de robot », La Recherche n°497, mars 2015).

## Liste de publications

Orcid: 0000-0002-6502-7082

**ACL Article dans une revue à comité de lecture répertoriée dans les Bases de données internationales (JCR, Scopus, ERIH, ...)**

- [ACL.1] Le Mouel, C., Tisserand, R., Robert, T., Brette, R., (2019). Postural adjustments in anticipation of predictable perturbations allow elderly fallers to achieve a balance recovery performance equivalent to elderly non-fallers. *Gait & Posture*, 71, 131–137. Scopus, IF=2,28.
- [ACL.2] Robert, T., Vallée, P., Tisserand, R., Buloup, F., Bariatinsky, D., Vercher, J. L., Fitzpatrick, R. C., Mille, M. L. (2018). Stepping boundary of external force-controlled perturbations of varying durations: Comparison of experimental data and model simulations. *Journal of Biomechanics*, 75, 89–95. Scopus, IF=2,43.
- [ACL.3] Hallemans, A., Verbecque, E., Dumas, R., Cheze, L., Van Hamme, A., Robert, T. (2018). Developmental changes in spatial margin of stability in typically developing children relate to the mechanics of gait. *Gait & Posture*, 63, 33-38. Scopus, IF=2,28.
- [ACL.4] Abid, M., Renaudin, V., Aoustin, Y., Le Carpentier, E., Robert, T. (2017). Walking gait step length asymmetry induced by handheld device. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 11(25), 2075-2083. Scopus, IF=2,58.
- [ACL.5] Bonnet, V., Azevedo-Coste, C., Robert, T., Fraisse, P., Venture, G. (2017). Optimal External Wrench Distribution During a Multi-Contact Sit-to-Stand Task. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7), 987-997. Scopus, IF=2,58.
- [ACL.6] Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Bonnefoy, M., Chèze, L., (2016). Elderly Fallers Enhance Dynamic Stability Through Anticipatory Postural Adjustments during a Choice Stepping Reaction Time. *Frontiers in Human Neuroscience* 10 (2016): 613. Scopus, IF=3,63
- [ACL.7] Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B. (2016). Balance Recovery Prediction with Multiple Strategies for Standing Humans. *PLOS ONE*, 11(3), e0151166. Scopus, IF=3,2.
- [ACL.8] Tisserand, R., Robert, T., Dumas, R., Chèze, L. (2016). A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. *Gait & Posture*, 48, 64-67. Scopus, IF=2,28.
- [ACL.9] Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Livet, P., Bonnefoy, M., Chèze, L. (2015). Comparison between investigations of induced stepping postural responses and voluntary steps to better detect community-dwelling elderly fallers. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology, Special issue: Balance and Gait* 45, 269–284. Scopus, IF=1,47.
- [ACL.10] Dumas, R., Robert, T., Cheze, L., Verriest, J.-P. (2015). Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. *International Biomechanics*, 2(1), 113-118. New Open Access Journal published by Taylor and Francis, now indexed in Scopus.

---

*CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

---

- [ACL.11] Duprey, S., Billuart, F., Sah, S., Ohl, X., Robert, T., Skalli, W., Wang, X. (2015). Three-Dimensional Rotations of the Scapula During Arm Abduction: Evaluation of the Acromion Marker Cluster Method in Comparison With a Model-Based Approach Using Biplanar Radiograph Images. *Journal of Applied Biomechanics*, 31(5), 396-402. Scopus, IF=1,01.
- [ACL.12] Vallée, P., Tisserand, R., Robert, T. (2015). Possible recovery or unavoidable fall? A model to predict the one step balance recovery threshold and its stepping characteristics. *Journal of Biomechanics*, 48(14), 3905-3911. Scopus, IF=2,43.
- [ACL.13] Robert, T., Causse, J., Denninger, L., Wang, X. (2014). A 3D analysis of the joint torques developed during driver's ingress-egress motion. *Ergonomics*, 57(7), 1008-1020. Scopus, IF=1,45.
- [ACL.14] Robert, T., Causse, J., Monnier, G. (2013). Estimation of external contact loads using an inverse dynamics and optimization approach: General method and application to sit-to-stand maneuvers. *Journal of Biomechanics*, 46, 2220-2227. Scopus, IF=2,43.
- [ACL.15] Soni, A., Robert, T., Rongieras, F., Beillas, P. (2013). Observations on Pedestrian Pre-Crash Reactions during Simulated Accidents. *Stapp car crash journal*, 57, 157-183. SAE/Scimago/PubMed, IF=1,6.
- [ACL.16] Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B., (2012). Predicting multiple step placements for human balance recovery tasks. *Journal of Biomechanics* 45 (16), 2804 - 2809. Scopus, IF=2,43.
- [ACL.17] Degani, A. M., Danna-Dos-Santos, A., Robert, T., Latash, M. L., (2010). Kinematic synergies during saccades involving whole-body rotation: A study based on the uncontrolled manifold hypothesis. *Human Movement Science* 29 (2), 243 - 258. Scopus, IF=1,93.
- [ACL.18] Robert, T., Bennett, B. C., Russell, S. D., Zirker, C. A., Abel, M. F., (2009). Angular momentum synergies during walking. *Experimental Brain Research* 197 (2), 185-197. Scopus, IF=1,88.
- [ACL.19] Robert, T., Latash, M. L., (2008). Time evolution of the organization of multi-muscle postural responses to sudden changes in the external force applied at the trunk level. *Neuroscience Letters* 438 (2), 238-241. Scopus, IF=2,17.
- [ACL.20] Robert, T., Zatsiorsky, V., Latash, M. L., (2008). Multi-muscle synergies in an unusual postural task: quick shear force production. *Experimental Brain Research* 187, 237-253. Scopus, IF=1,88.
- [ACL.21] Bonnefoy, A., Robert, T., Dumas, R., Chèze, L., (2008). Méthodes biomécaniques avancées pour le calcul des moments articulaires et des forces musculaires. *Ingénierie et Recherche BioMédicale - BioMedical Engineering and Research* 29 (4), 272 - 277. Scopus, IF=0,93.
- [ACL.22] Robert, T., Beillas, P., Maupas, A., Verriest, J.-P., (2007). Conditions of possible head impacts for standing passengers in public transportation: an experimental study. *International Journal of Crashworthiness* 12 (3), 319-327. Scopus, IF=1,32.
- [ACL.23] Robert, T., Cheze, L., Dumas, R., Verriest, J.-P., (2007). Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements: application to balance recovery movements. *Journal of Biomechanics* 40 (11), 2450-2456. Scopus, IF=2,43.

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

---

### **ACLN Article dans une revue à comité de lecture non répertoriée dans les bases de données internationales**

- [ACLN.1] Tisserand, R., Fonollosa, Y., Robert, T., Chèze, L., & Chabaud, P. (2017). A Short Duration Co-vibration Protocol of Antagonist Ankle Muscles to Induce Compensatory Postural Adjustments in Quiet Standing. *American Journal of Psychiatry and Neuroscience*, 5(6), 66.
- [ACLN.2] Robert, T., Chevalier, M.-C., Maupas, A., Verriest, J.-P., (2007). Occupant safety in track-guided vehicles during a collision or emergency braking. *Recherche Transports Sécurité* 94, 65–83.

### **OS Ouvrages scientifiques ou chapitre**

- [OS.1] Robert, T. (In Press). Risk of fall for standing users of public transportation systems. To be published in *Human Factors Approach to Understanding and Reducing the Risk of Falls* (CRC Press). K. Nemir.
- [OS.2] Rouard, A., Robert, T., & Seifert, L. (2016). Biomechanics of ice tool swinging movement. In *The Science of Climbing and Mountaineering* (Routledge). Seifert, L.; Wolf, P.; Schweizer, A.
- [OS.3] Chevalier, M.C., Robert, T., Beurier, G. (2009). La Sécurité Passive des Occupants de Transports Guidés. In *Innovations dans les transports guidés urbains et régionaux* (Hermes Science Publishing). Soulas, C. and Whal, M.

### **INV Conférence invitée dans un congrès international ou national**

- [INV.1] Robert, T. (2018). Mobilité urbaine des utilisateurs de fauteuils roulants aspects biomécaniques et sécurité passive. Présenté à journée scientifique de l'IFRATH "Ergonomie des Transports », 25 janvier 2018, Paris (France).
- [INV.2] Robert, T. (2016). Posture, équilibre, mouvement : Place de la stratégie du pas protectif dans le rattrapage de l'équilibre perturbé lors de la station et de la marche. Présenté à congrès conjoint Posture - Equilibre - Mouvement, 8-10 Décembre 2016, Nancy (France).

### **ACTI Communication avec actes dans un congrès international**

- [ACTI.1] Charbonneau, P., Chitour, M. A., Robert, T., Saint-Pierre Cote, S., Aissaoui, R., & Labbe, D. R. (2018). Evaluation of the impact of a virtual self-avatar on gait parameters. In: *Proceedings of the 12<sup>th</sup> World Congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine*, 8-12 July 2018, Paris. Actes publiés dans *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 61, e65-e66.
- [ACTI.2] Abid, M., Renaudin, V., Robert, T., Aoustin, Y., & Le Carpentier, E. (2018). Asymmetric Walking Gait Analysis through a Multibody System Simulator. In *IEEE 9th International Conference on Indoor Positioning and Indoor Navigation*. 24-27 Septembre 2018, Nantes (France).
- [ACTI.3] Abid, M., Renaudin, V., Robert, T., Aoustin, Y., & Le Carpentier, E. (2017). A Human-like Walking Gait Simulator for Pedestrian Dead Reckoning Navigation. In *IEEE 14th Workshop on Positioning, Navigation and Communications*, 25-26 Octobre 2017, Bremen (Germany).

---

*CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

---

- [ACTI.4] Halleman, A., Dumas, R., Chèze, L., Verbecque, E., & Robert, T. (2017). Relations between age, step-time parameters and margin of stability during gait in typically developing children. In Proceedings of the 26th Annual Meeting of European Society for Movement Analysis in Adults and Children (ESMAC), 6-9 September 2017, Trondheim (Norway). Actes publiés dans *Gait & Posture*, 57, 162-163.
- [ACTI.5] Robert, T., Leborgne, P., Abid, M., Bonnet, V., Venture, G., & Dumas, R. (2017). Whole body segment inertia parameters estimation from movement and ground reaction forces: a feasibility study. In proceedings of the 42<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, 2-3 Novembre 2017, Reims (France). Actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20, 175-176.
- [ACTI.6] Robert, T., Leborgne, P., Beurier, G., & Dumas, R. (2017). Estimation of body segment inertia parameters from 3D body scanner images: a semi-automatic method dedicated to human movement analysis applications. In Proceedings of the 42<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, 2-3 Novembre 2017, Reims (France). Actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20, 177-178.
- [ACTI.7] Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Cheze, L., 2016. Protective stepping strategies of elderly fallers and non fallers. In Proceedings of the 22<sup>nd</sup> Congress of the European Society of Biomechanics, 10-13 Juillet 2016, Lyon (France).
- [ACTI.8] Vallée, P., Chabaud, P., Robert, T., 2016. Influence of the perturbation profile on the balance recovery threshold. In : Proceedings of the 22<sup>nd</sup> Congress of the European Society of Biomechanics, 10-13 Juillet 2016, Lyon (France).
- [ACTI.9] Robert, T., Grange-Faivre, C., Marin-Lamellet, C., 2015. Use of new types of assistive mobility device in public transportation: assessment of the potential risks, In: Proceedings of the 14<sup>th</sup> International Conference on Mobility and Transport for Elderly and Disabled Persons (TRANSED), Lisbon (Portugal), 28 - 31 July 2015.
- [ACTI.10] Vallée, P., Robert, T., 2015. A numerical model to assess the risk of fall in public transportation – application to the influence of the jerk in emergency braking, In: Proceedings of the IRCOBI 2015, p. 350-351, September 9-11 2015, Lyon (France).
- [ACTI.11] Vallée, P., & Robert, T. (2015). Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation: a numerical assessment. In Proceedings of the 40<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, 28-30 October 2015, Paris (France). Actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18, 2074-2075, Paris (France).
- [ACTI.12] Wang, X., Robert, T., Wan, J., Kozak, K., Wang, N., 2014. Dynamic motion analysis when getting in and out of the second row of a vehicle, In: Proceedings of the Third International Symposium on Digital Human Modeling, May 20-22, Tokyo (Japan). pp. 1008–1020.
- [ACTI.13] Robert, T., & Vallée, P. (2014). Assessment of a numerical model of balance recovery by stepping. In Proceedings of the 39<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, 27-30 Août 2014, Valenciennes (France). Actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17, 176-177.
- [ACTI.14] Robert, T., Causse, J., Deninger, L., Wang, X., 2013. A 3-D dynamics analysis of driver's ingress-egress motion. In: Proceedings of the 2<sup>nd</sup> International Symposium on Digital Human Modeling, June 11th-13th 2013, Ann Arbor.
- [ACTI.15] Robert, T., Rouard, A., Seifert, L., 2013. Biomechanical analysis of the strike motion in ice climbing activity. In: In proceedings of the 38<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique, 4 - 6 septembre 2013, Marseille (France), actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 16(1), p. 90-92.

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

- [ACTI.16] Soni, A., Robert, T., Beillas, P., 2013. Effects of pedestrian pre-crash reactions on crash outcomes during multi-body simulations. In: Proceedings of the IRCOBI 2013, September 11-13 2013, p.762-776, Gothenburg (Sweden).
- [ACTI.17] Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P., 2012. Simulation de l'effet de l'inertie de la partie supérieure du corps sur la récupération de l'équilibre chez l'homme. In: In proceedings of the 27ième congrès de la Société Française de Médecine Physique et réadaptation, 18 - 20 octobre 2012, Toulouse (France); actes publiés dans Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, vol. 55, p. e101.
- [ACTI.18] Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B., 2012. Ankle, hip and stepping strategies for humanoid balance recovery with a single model predictive control scheme. In: Proceedings of 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Nov. 29 2012 - Dec. 1 2012, Osaka (Japan).
- [ACTI.19] Aftab, Z., Robert, T., Wieber, P.-B., 2012. Simulating the effect of upper-body inertia on human balance recovery. In: In proceedings of the 37ième congrès de la Société de Biomécanique, 16 - 19 octobre 2012, Toulouse (France); actes publiés dans Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 15 (S1), p. 148-150.
- [ACTI.20] Dumas, R., Robert, T., Pomeroy, V., Cheze, L., 2012. Joint and segment coordinate systems revisited. In: In proceedings of the 37ième congrès de la Société de Biomécanique, 16 - 19 octobre 2012, Toulouse (France); actes publiés dans Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 15 (S1), p. 183-185.
- [ACTI.21] Qiu, Z., Escande, A., Micaelli, A., Robert, T., 2012. A hierarchic framework for realizing dynamically-stable motions of humanoid robot in obstacle-cluttered environments. In: Proceedings of 2012 IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Nov. 29 2012 - Dec. 1 2012, Osaka (Japan).
- [ACTI.22] Bennett, B., Robert, T., Russell, S., 2011. Angular momentum: Insights into walking and its control. In: In proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, 25 Sep - 30 Sep 2011, 25-30 Sept. 2011 San Francisco (USA). pp. 3969-3974.
- [ACTI.23] Pannetier, R., Burra, N., Numa, J., Robert, T., Wang, X., 2011. Effects of the free adjustment in pedal position on clutching movement and perceived discomfort. In: Proceedings of the First International Symposium on Digital Human Modeling, Lyon, June 14th-16th 2011.
- [ACTI.24] Qiu, Z., Escande, A., Micaelli, A., Robert, T., 2011. Human motions analysis and simulation based on a general criterion of stability. In: Proceedings of the First International Symposium on Digital Human Modeling, June 14th-16th 2011, Lyon.
- [ACTI.25] Robert, T., Causse, J., Wang, X., 2011. Dynamics of sit-to-stand motions: effect of seat height, handle use and asymmetrical motions. In: Proceedings of the 36ième Congrès de la Société de Biomécanique, 31 août - 2 septembre 2011, Besançon (France); actes publiés dans Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 14(S1), p. 191-192. Vol. 14.
- [ACTI.26] Chevalier, M.-C., Hanen, G., Robert, T., 2010. Head injury risk evaluation for standing passengers in rail transport. In: Proceedings of the 2010 International Research Council Of Biomechanics of Injury Conference, p. 135-138, September 15-17 2010, Hanover (Germany).
- [ACTI.27] Lardy, J., Wang, X., Beurier, G., Robert, T., 2010. Arm movement coordination when rotating a spherical object. In: Proceedings of the 36ième Congrès de la Société de Biomécanique, 25 - 27 août 2010, Le Mans (France); actes publiés dans Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, vol. 13(S1), p. 83-85.
- [ACTI.28] Robert, T., Beurier, G., Wang, X., 2009. Arm postural anticipation for rotating a spherical object. In: Proceedings of the 34ième Congrès de la Société de Biomécanique, 31 août - 2

## CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE

- septembre 2009, Toulon (France); actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 12(S1), p. 217-218.
- [ACTI.29] Robert, T., Beillas, P., Maupas, A., Verriest, J.-P., 2007. Possible head impacts for standing passengers in public transportation - influence of an obstacle on the passenger kinematics. In: *Proceedings of the 2007 International Research Council of Biomechanics of Injury Conference*, p. 393-396, September 19-21 2007, Maastricht (Netherlands).
- [ACTI.30] Robert, T., Verriest, J., 2007. Latency of the active mechanical response following a translation of the support surface. In: *Proceedings of the 32<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique*, 28 - 29 août 2007, Lyon (France); actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 10 (S1), 141-142.
- [ACTI.31] Robert, T., Verriest, J., Leveque, D., Fayet, M., 2006. Kinematic modeling of balance recovery movements of a standing passenger following its support surface translation. In *Proceedings of the 9<sup>th</sup> SAE Digital Human Modelling for Design and Engineering Conference*, 4-6 Juillet 2006, Lyon (France); published as SAE Technical Paper, 01-2367.
- [ACTI.32] Robert, T., Cheze, L., Verriest, J.-P., 2005. Difficulties encountered with inverse dynamics applied to rapid movements. In: *Proceedings of the 30<sup>ième</sup> Congrès de la Société de Biomécanique*, 14 - 16 septembre 2007, Bruxelles (France); actes publiés dans *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* 8 (S1), 239-240.
- [ACTI.33] Robert, T., 2005. Experimental study of the balance control of standing passengers in public transport. In *Contemporary Ergonomics 2005: Proceedings of the International Conference on Contemporary Ergonomics (CE2005)*, 5-7 April 2005, Hatfield, UK: Bust, P., McCabe, P. (Eds.), Taylor & Francis, pp. 432-436.

### ACTN **Communication avec actes dans un congrès national**

- [ACTN.1] Fonollosa, Y., Tisserand, R., Hamed, S. B., Robert, T., Cheze, L., & Chabaud, P. (2017). Évaluation du contrôle inhibiteur lors de l'initiation d'un pas volontaire dans une tâche de temps de réaction de choix. 24<sup>ième</sup> congrès de la SOFPEL, 1-2 Décembre 2017, Montpellier (France). Publié dans *Neurophysiologie Clinique* 47, 342.
- [ACTN.2] Miramand, L., Tisserand, R., Robert, T., Cheze, L., & Chabaud, P. (2016). Rôle des informations kinesthésiques issues des muscles de la cheville lors d'un pas protectif. 23<sup>ième</sup> congrès de la SOFPEL, 8-10 Décembre 2016, Nancy (France). Publié dans *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 46, 270.
- [ACTN.3] Tisserand, R., Robert, T., & Cheze, L. (2015). L'initiation volontaire d'un pas lors d'un test en temps de réaction avec choix : une mesure d'identification précoce du risque de chute. 22<sup>ième</sup> congrès de la SOFPEL, 4-5 Décembre 2015, Paris (France). Publié dans *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 45, 393-394.
- [ACTN.4] Bertholet, T., Tisserand, R., & Robert, T. (2014). Comparaison du pas protectif et du pas volontaire: étude préliminaire chez le jeune adulte sain. XXI<sup>ième</sup> congrès de la SOFPEL, 5-6 Décembre 2014, Rennes (France). Publié dans *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44, 502.
- [ACTN.5] Tisserand, R., Robert, T., Aftab, Z., & Cheze, L. (2013). Un modèle de prédiction de la performance de rattrapage de l'équilibre perturbé chez la personne âgée, XX<sup>ième</sup> congrès de la SOFPEL, 29-30 Novembre 2013, Genève (Suisse). Publié dans *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, 44, 133-134.
- [ACTN.6] Robert, T., Aftab, Z., Wieber, P.B., Simulation du rattrapage d'équilibre fortement perturbé, XIX<sup>ième</sup> congrès de l'Association Posture Equilibre, 30 Novembre-1<sup>er</sup> décembre

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

- 
- 2012, Marseille (France). Publié dans *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*, Volume 42, n° 1, P. 133-134.
- [ACTN.7] Aftab, Z., Wieber, P.-B., Robert, T., 2010. Comparison of capture point estimation with human foot placement: Applicability and limitations. In: *Actes des 5<sup>èmes</sup> Journées Nationales de la Robotique Humanoïde*, June 3-4 2010, Futuroscope Poitiers (France).
- [ACTN.8] Robert, T., Maiffredy, L., Fayet, M., Verriest, J.-P., 2005. Cinématique et dynamique inverses appliquées à l'analyse de mouvements de rattrapage d'équilibre. In: *17ème Congrès Français de Mécanique*, 29 août-2 septembre 2005, Troyes.
- COM            Communications orales sans actes dans un congrès international ou national**
- [COM.1] Gibeaux V., Naaim A., Robert T., Dumas R., Brånemark R., Frossard L. (2019). Margin of stability of individuals fitted with transfemoral bone-anchored prosthesis using osseointegrated fixation. In *ISPO 17th World Congress*, 5 - 8 October 2019, Kobe (Japan).
- [COM.2] Robert T., Leborgne, P., Beurier, G., & Dumas, R. (2018). Personalized body segment inertia parameters using 3D body scanner images. In *XV International Symposium on 3-D Analysis of Human Movement*, 3-6 July 2018, Slaford (UK).
- [COM.3] Chitour, M. A., Charbonneau, P., Robert, T., Labbé, D., & Aissaoui, R. (2018). Analysis of spatio-temporal parameters during gait on a double belt instrumented treadmill in fixed speed and self-paced mode in healthy adults. In *39th SICOT Orthopaedic World Congress*, 10-13 October 2018, Montreal (CA).
- [COM.4] Guinamard, M., Robert, T., Chèze, L., & Chabaud, P. (2018). Balance recovery reactions following various waist-pull perturbation time profiles. In *8th World Congress of Biomechanics*, 8-12 July, Dublin (IR).
- [COM.5] Tisserand, R., Robert, T., Laurence Chèze, 2016. Evaluation biomécanique de la qualité des phases d'APA et de swing selon le passé de chute, in: *15ième Congrès de La SOFAMEA*, 28-29 Janvier, Brest.
- [COM.6] Tisserand, R., Robert, T., Laurence Chèze, 2015. Estimation du Centre de Masse à partir d'un nombre réduit de marqueurs au cours du mouvement : applications à la marche et au rattrapage de l'équilibre, *14ième Congrès de La SOFAMEA*, 04-06 Février, Genève (Suisse).
- [COM.7] Vallée, P., Robert, T., 2015. A numerical model to predict the 1-step balance recovery threshold and reactions for young and elderly, *25<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics*, Glasgow, UK, 12 - 16 July 2015.
- [COM.8] Robert, T., Hamme, A.V., Samson, W., Dohin, B., Dumas, R., Chèze, L., 2014. Change of lateral stability during the first years of independent walking, *23<sup>rd</sup> Annual Meeting of the ESMAC*, September 29 - October 4, Roma (Italia).
- [COM.9] Tisserand, R., Robert, T., Aftab, Z., Laurence Chèze, 2014. Prédiction d'une performance de rattrapage d'équilibre chez une personne âgée, *13<sup>èmes</sup> Journées de La SOFAMEA*, 22-24 Janvier, Saint Fargeau Ponthierry (France).
- [COM.10] Tisserand, R., Robert, T., Chèze, L., 2013. A simulation model adapted to elderly and disabled populations to represent different balance recovery behaviors, in: *11ième Colloque de La Société Des Neurosciences*, 21-24 Mai, Lyon.
- [COM.11] Soni, A., Robert, T., Beillas, P., 2012. Experimental observation of young and elderly pedestrian pre-crash reactions. *ISN workshop on Biomechanical experiment with Human Subjects*, September 11<sup>th</sup> 2012, Dublin, Ireland.
- [COM.12] Robert, T., Causse, J., Wang, X., 2012. 3-d joint torques in car egress motions. *XII<sup>th</sup> International Symposium on the 3D Analysis of Human Movement*, 18-20 July, Bologna (Italie).

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

- [COM.13] Pannetier, R., Robert, T., Holmberg, J., Wang, X., 2011. A dynamic stability analysis of the sit-to-stand transfer. Proceedings of the XXIII<sup>rd</sup> congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, Belgium, 3 - 7 July 2011.
- [COM.14] Robert, T., Qiu, Z., Causse, J., Escande, A., Micaelli, A., 2011. A dynamic stability analysis of the sit-to-stand transfer. XXIII<sup>rd</sup> congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, Belgium, 3 - 7 July 2011.
- [COM.15] Robert, T., Causse, J., Monnier, G., Wang, X., 2011. Inverse dynamics with missing contact forces - application to the sit-to-stand motion. In: Proceedings of the EUROMECH Colloquium 511 on Biomechanics of Human Motion, Ponta Delgada, Azores, Portugal, 9 - 12 March 2011.
- [COM.16] Causse, J., Robert, T., Monnier, G., Wang, X., 2010. Missing contact forces estimation by minimizing net joint torques - application to a sit-to-stand motion. 11<sup>th</sup> International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement.
- [COM.17] Verriest, J.-P., Hetier, M., Chevalier, M.-C., Robert, T., Beillas, P., 2010. Kinematics of a standing passenger subjected to an emergency braking deceleration pulse. 6<sup>th</sup> World Congress of Biomechanics, 1 - 6 August 2010, Singapore (Singapore).
- [COM.18] Robert, T., Beurier, G., Wang, X., 2009. Arm postural anticipation for rotating an object. 7<sup>th</sup> Progress in Motor Control, Marseille, France, 23-25 juillet 2009.
- [COM.19] Robert, T., Bose, D., 2008. Simplified numerical representation of the pre crash occupant bracing. 3<sup>rd</sup> APSN workshop on Biomechanical experiment, Berne, Suisse, 16 septembre 2008.
- [COM.20] Robert, T., Verriest, J.-P., 2007. Latency of the active mechanical response following a translation of the support surface. North East American Society of Biomechanics Conference, College Park, MD, Etats-Unis, 30-31 mars 2007.
- [COM.21] Robert, T., Chevalier, M.-C., Verriest, J.-P., 2006. Protection des passagers debout de transports en commun. Colloque Sécurité dans le transport, 11-13 Octobre 2006, Bordeaux.
- [COM.22] Robert, T., Chèze, L., Dumas, R., Verriest, J.-P., 2006. Joints forces and moments calculation for a 3D whole body model during complex movements - application to the balance recovery movement following a support surface translation. 9<sup>th</sup> International Symposium on the 3-D Analysis of Human Movement, June 28th-30th 2006, Valenciennes.
- [COM.23] Robert, T., Fayet, M., Lévêque, D., Verriest, J.-P., 2005. Balance recovery of a standing passenger after acceleration of it's supporting base. Workshop in Passive safety on road, rail and aerospace transportation modes, February 17 2005, Lisbonne (Portugal).

### **AFF Communications par affiche dans un congrès international ou national**

- [AFF.1] Robert T., Guinamard M., Chabaud P., Chèze L., Mille M.L., (2019). Postural adjustments in anticipation of predictable perturbations allow elderly fallers to achieve a balance recovery performance equivalent to elderly non-fallers. In 2019 ISPGR World Congress, June 30 – July 4, Edinburgh, (Scotland).
- [AFF.2] Le Mouel, C., Tisserand, R., Robert, T., Brette, R., (2019). Effect of the rate of change of an external balance perturbation. In 2019 ISPGR World Congress, June 30 – July 4, Edinburgh, (Scotland).
- [AFF.3] Robert, T., Marcoux, S., Gourdou, P., Nadeau, S., & Aissaoui, R. (2017). Vers une solution de « Treadmill-on-demand » adaptée à la marche asymétrique : détermination automatique des vitesses de bande. Journée scientifique IFRH 2017, 21 Septembre 2017,

## *CV DETAILLE ET DEROULEMENT DE CARRIERE*

---

- Montpellier (France). Publié dans *Actualités en Médecine Physique et de réadaptation*, 1, Juin 2018.
- [AFF.4] Mille, M.-L., Vallée, P., Tisserand, R., Vercher, J.-L., Fitzpatrick, R. C., & Robert, T. (2017). Experimental vs. model-based comparison of stepping threshold in response to external force-controlled perturbation. In *2017 ISPGR World Congress, 25 - 29 June 2017, Fort Lauderdale (USA)*.
- [AFF.5] Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Bonnefoy, M., & Chèze, L. (2017). Elderly fallers enhance dynamic stability through anticipatory postural adjustments during a choice stepping reaction time. In *2017 ISPGR World Congress, 25 - 29 June 2017, Fort Lauderdale (USA)*.
- [AFF.6] Tisserand, R., Robert, T., 2015. Differences in elderly balance recovery by stepping: effect of faller past and perturbation duration, *2015 ISPGR World Congress, June 28 - July 2, Sevilla (Spain)*.
- [AFF.7] Lardy, J., Robert, T., Wang, X., 2015. Proposition of an algorithm for simulating natural variability in arm grasping posture when rotating a spherical object, *25<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics, Glasgow, UK, 12 - 16 July 2015*.
- [AFF.8] Robert, T., Vallée, P., 2014. Comparing two approaches for predicting the balance recovery performances by stepping, *2014 ISPGR World Congress, June 29 - July 3, Vancouver (Canada)*.
- [AFF.9] Robert, T., Bennett, B., Abel, M., 2009. Angular momentum synergies in the sagittal plane during walking. In: *Dynamic Walking Annual Conference, Vancouver, Canada, 8-11 juin 2009*.
- [AFF.10] Robert, T., Zatsiorsky, V. M., Duarte, M., Latash, M. L., 2007. Rambling-trembling decomposition in two dimensions. In: *American Society of Biomechanics conference, Palo Alto, USA, 22-25 Août, 2007*.

# Chapitre 1

## Introduction générale

« Parce qu'il faut bien un début à tout. »

---

Une personne fort bien avisée

### Sommaire

---

<b>1.1 Le contexte</b> .....	<b>2</b>
1.1.1 Le maintien de l'équilibre et le risque de chute : quels sont les enjeux? .....	2
1.1.2 Le positionnement de mon travail et les problèmes abordés .....	2
<b>1.2 Quelques fondamentaux sur le maintien de l'équilibre debout</b> .....	<b>4</b>
1.2.1 Un aperçu global du maintien de l'équilibre .....	4
1.2.2 Quelques définitions .....	4
<b>1.3 Les principales actions de rattrapage</b> .....	<b>12</b>
1.3.1 Choix d'une description via la régulation des efforts de contact .....	12
1.3.2 Un cas d'étude simplifié .....	13
1.3.3 Régulation de la position du Centre de Pression .....	15
1.3.4 Régulation de l'orientation de la résultante .....	16
1.3.5 Utilisation de ces différents mécanismes .....	18
<b>1.4 Références</b> .....	<b>19</b>

---

## 1.1 Le contexte

### 1.1.1 Le maintien de l'équilibre et le risque de chute : quels sont les enjeux?

Le corps humain en position bipède est un mécanisme fortement instable du fait de segments massiques situés au dessus d'une petite zone d'appui et de possibilités d'actionnement limitées (capacités limitées à générer des efforts musculaires, forces aux niveaux des appuis contraintes par les conditions de frottement et d'unilatéralité des contacts, etc.). De fait, malgré l'efficacité des multiples mécanismes de contrôle, le maintien de l'équilibre est une contrainte majeure qui limite nos possibilités d'actions, façonne la manière de nous déplacer et, en cas d'échec, engendre des chutes.

Les enjeux sociaux et économiques sont énormes. Ils concernent en effet non seulement les conséquences lésionnelles des chutes, mais aussi leurs conséquences psychologiques et l'ensemble des mécanismes d'évitement associés à la peur de chuter (limitation d'activité et sédentarisation précoce chez les personnes âgées par exemple).

Ces enjeux sont parfois difficiles à quantifier. On peut toutefois mentionner quelques chiffres, en particulier chez les personnes âgées, les plus exposées. Plus d'un tiers des personnes âgées de plus de 65 ans chutent chaque année. Ces chutes représentent plus de la moitié des causes d'hospitalisation chez cette population ([World Health Organization, 2008](#)) et représentent l'une des principales cause directe de décès (7<sup>ième</sup> cause de décès directe aux Etats-Unis en 2016 avec un taux de mortalité dans la population d'environ 60 pour 100 000 ([Burns and Kakara, 2018](#))). Bien que ce risque augmente exponentiellement avec l'âge, si l'on regarde sur l'ensemble de la population, les décès consécutifs à des chutes restent deux fois plus nombreux que ceux issus des accidents de transport et de leurs séquelles (source Eurostat).

Pendant les conséquences des chutes sont bien plus large que les seuls décès. Même chez les plus âgés, pourtant les plus fragiles, le décès direct suite à une chute reste relativement rare. En revanche la prévalence de lésions "graves" (fractures, dislocations articulaires ou lésions cérébrales) est relativement importante. Par exemple, l'analyse des conséquences des chutes intervenues chez 200 personnes âgées faite par [Stel et al. \(2004\)](#) montrent que 6% d'entre elles ont eu des conséquences lésionnelles graves et près d'un quart ont nécessité une prise en charge médicale. Avec le vieillissement général de la population, le nombre de blessures graves consécutives à des chutes pourrait doubler en 20 ans ([Kannus et al., 2007](#)). Les coûts économiques pour le système de soins sont évidemment énormes. [Florence et al. \(2018\)](#) estiment ainsi à 50 milliards de dollars les coûts médicaux annuels associés aux chutes non fatales aux Etats-Unis.

Enfin, outre les conséquences lésionnelles, les chutes ont des conséquences psychologiques engendrant une désocialisation et une sédentarisation précoce. Dans certains cas, on observe même un déclin général et accéléré des fonctions cognitives et physiologiques engendrant à moyen terme le décès du patient et décrit comme "syndrome post-chute" ([Murphy and Isaacs, 1982](#)). A titre d'illustration, parmi les 200 chutes analysées par [Stel et al. \(2004\)](#) (6% de lésions graves et un quart de prises en charge médicales), plus du tiers ont été associées à une perte de fonction (capacité à effectuer de manière autonome des tâches quotidiennes) et plus de 15% à une perte de sociabilité. Ces chiffres illustrent très bien que les conséquences lésionnelles ne sont qu'une partie du problème associé aux chutes.

### 1.1.2 Le positionnement de mon travail et les problèmes abordés

Étant donné l'ampleur des enjeux mentionnés au paragraphe précédent, il n'est pas surprenant de constater que la littérature scientifique au sujet des chutes et du risque de chute est extrêmement abondante : la base Web of Sciences renvoie pas moins de 380 articles publiés entre janvier et juillet 2019 dont le titre contient les termes "fall" et ("human\*" ou "adult\*" ou "children" ou "elderly" ou "patient\*").

Une analyse rapide des cent premières études de cette liste indique que la majeure partie (45 %) sont des études épidémiologiques ou statistiques reliant l'incidence des chutes à différents facteurs (prise de médicament, pathologie, douleurs, facteurs socio-économiques, etc.). Une autre part importante (un peu plus du quart) concerne la prise en charge des patients chuteurs ou à risque de chute et l'évaluation de cette prise en charge (programme de ré-entraînement). Pour compléter le tableau, quatre groupes d'études se partagent les 20% restants : des études concernant les conséquences des chutes (conséquences lésionnelles, financières, etc.), d'autres qui se penchent sur les aspects plus technologiques liés à la mesure du risque de chutes ou de la détection des chutes elles-mêmes, une série d'études non pertinentes sur le sujet et enfin un groupe d'études se penchant un peu plus en détails sur le lien entre les aspects neuro-psychologiques ou biomécaniques et le risque de chute.

Il est ainsi frappant de voir la très faible part de la littérature consacrée à la compréhension et la modélisation des mécanismes de régulation de l'équilibre mis en défaut lors d'une chute. A titre d'illustration, la recherche dans le titre des termes "balance" et ("recovery" ou "mechanisms" ou "strateg\*") et ("human\*" ou "adult\*" ou "children" ou "elderly" ou "patient\*") sur la base Web of Sciences ne renvoie que 11 études sur la dernière année (à comparer aux 380 mentionnées précédemment). Or la problématique des chutes est complexe, avec une immense variété de situations et de personnes concernées (variabilité dans les capacités de ces personnes, mais aussi variabilité des réactions d'une même personne), et impliquant un très grand nombre de mécanismes neuro-psycho-physiologiques. Les approches purement observationnelles restent donc relativement limitées face à cette variété de situations. L'abondance de la littérature actuelle fait d'ailleurs ressortir l'absence de consensus dans un très grand nombre de cas et illustre qu'un certain nombre de questions fondamentales (l'identification des personnes et situations à risques par exemple) restent toujours d'actualité.

Un autre aspect remarquable est que l'immense majorité des études, y compris celles dédiées à la compréhension des mécanismes du maintien de l'équilibre, font l'impasse sur le système mécanique qu'est le corps humain. Or, si les processus psychologiques, cognitifs et neurologiques sont essentiels, l'objectif est bien, *in fine*, de maintenir en équilibre le corps humain, c-à-d. un système mécanique complexe, avec ses contraintes et sa dynamique propre.

De ce fait, mes travaux se sont principalement concentrés sur la compréhension et la modélisation des mécanismes permettant de maintenir l'équilibre et d'éviter les chutes, avec une vision essentiellement (bio)mécanicienne.

Dans ce document, je présenterai deux grands objets d'étude :

1. les mécanismes de maintien de l'équilibre lors de la marche (Chapitre 2). L'objectif est d'identifier et de décrire les mécanismes mis en œuvre afin de comprendre comment la contrainte d'équilibre impacte la manière dont on marche et d'identifier d'éventuelles déficiences ;
2. le risque de chute suite à des perturbations externes (Chapitre 3). L'objectif, via différentes approches de simulation, est de prédire les conséquences de perturbations externes, d'identifier les situations engendrant un risque de chute important (perturbations, caractéristiques neuro-physiologiques critiques, etc.) et éventuellement y remédier.

## 1.2 Quelques fondamentaux sur le maintien de l'équilibre debout

La section précédente a permis de présenter les enjeux et le positionnement de mes travaux. L'objectif des sections suivantes est de présenter les principaux mécanismes et notions associés au maintien de l'équilibre. Dans cette section, après une description très générale du problème, j'essaierai de formaliser certaines notions essentielles. Dans la suivante, je reviendrai plus en détail sur les différentes actions (stratégies) permettant de faire tenir en équilibre le système instable qu'est le corps humain.

### 1.2.1 Un aperçu global du maintien de l'équilibre

L'une des particularités fondamentales de l'équilibre bipède chez l'humain, que l'on soit en posture statique ou en mouvement, est qu'il s'agit d'une situation mécaniquement instable : on a affaire à un système mécanique dont les segments massifs sont placés relativement haut par rapport à une **base de support (BoS)** qui, elle, s'avère très petite. Le parallèle classique est celui d'un pendule inversé multiple (jambes, cuisses, tronc, tête...) qui tend à chuter du fait de la gravité. Maintenir cet équilibre nécessite donc une régulation permanente.

Cette régulation est en fait un ensemble de mécanismes de contrôle. Ces mécanismes sont principalement actifs, par opposition aux éléments structurels passifs (raideur passive des muscles, tendons, etc.) dont l'influence s'avère relativement faible (De Groot et al., 2017; Vlutters et al., 2015). D'une manière très générale, l'état du système mécanique (du corps) est perçu par les différents systèmes proprioceptifs et extéroceptifs. Cette information est transmise au système nerveux (périphérique ou central) qui engage des réactions suite à des traitements de plus ou moins haut niveau : du simple réflexe d'étirement (Rack and Westbury, 1974) jusqu'à des réactions volontaires beaucoup plus complexes qui peuvent impliquer des prises de décision à des niveaux stratégiques (Horak, 2006; Maki and McIlroy, 2007).

Il existe ainsi une grande variété de réactions qui se distinguent par leur vitesse et délai de mise en œuvre, le niveau de contrôle (du simple réflexe musculaire au mouvement coordonné du corps complet), ou leur efficacité. Ces réactions sont recrutées selon le type et l'amplitude de la perturbation, le niveau de préparation de la personne, son exposition antérieure à ce type de perturbation, son éventuelle anticipation, les contraintes environnementales, etc. (Horak, 2006).

On peut regrouper ces réactions en deux grandes familles : celles qui tendent à limiter le déséquilibre et que l'on nommera actions de rattrapage par la suite, et celles qui tendent à limiter les conséquences d'une éventuelle chute. *Dans ce document, comme dans l'immense majorité de la littérature sur l'équilibre humain, nous ne nous concentrerons que sur la première famille de réactions.* D'un point de vue mécanique, leur rôle est d'ajuster les efforts de contact entre la personne et son environnement afin de contrôler le mouvement global du corps, c.-à.-d. de lutter contre les effets de la gravité et d'éventuelles autres perturbations.

Les chutes apparaissent ainsi comme étant le résultat d'une inadéquation entre la perturbation et les réactions mises en œuvre. Cette inadéquation peut avoir différentes origines comme une mauvaise perception de la situation, un choix de réactions inadaptées, une mauvaise mise en œuvre de ces réactions, ou l'efficacité intrinsèquement limitée de ces réactions (c.-à.-d. perturbations trop importantes).

### 1.2.2 Quelques définitions

Avant de rentrer plus en avant dans la description des principaux mécanismes du maintien de l'équilibre, il paraît nécessaire de formaliser les principaux concepts utilisés. En effet, certaines notions fondamentales telles qu'"équilibre", "déséquilibre" ou "stabilité" possèdent des définitions pré-

cises au sein des différentes disciplines scientifiques (mécanique, automatique, ...) ou dans le langage courant. Cependant ces définitions “disciplinaires” sont en décalage les unes avec les autres et sont rarement pertinentes pour traiter des questions de maintien de l'équilibre et de risque de chute chez l'humain.

L'objectif de cette section est donc de proposer, pour les principales notions utilisées au cours de ce manuscrit, des définitions qui soient adaptées au contexte du maintien de l'équilibre et du risque de chute chez l'humain. Il s'agit de propositions, qui restent personnelles et imparfaites.

### **Chute**

Bien qu'apparemment triviale, la définition de ce qu'est une chute est relativement variable selon les points de vue (cliniciens, biomécaniciens, sportifs, ...) et malheureusement rarement explicitée. Faisant ce constat, un rapport de l'Organisation Mondiale de la Santé (WHO) de 2008 propose une définition générique, couramment utilisée, qui reprend certaines caractéristiques essentielles d'une chute : c'est un évènement non désiré et qui amène la personne en contact avec un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment (World Health Organization, 2008). Il paraît utile de compléter cette définition en précisant que les chutes sont le résultat de l'incapacité d'une personne à corriger un déséquilibre. Il en découle la définition de la chute utilisée dans ce document.

**Chute** : Évènement à l'issue duquel une personne, par son incapacité à corriger un déséquilibre initial, entre involontairement en contact avec le sol ou toute autre surface située à un niveau inférieur à celui où elle se trouvait précédemment.

### **Equilibre**

La notion d'équilibre est relativement mal formalisée. Une première approche consiste à définir l'équilibre par opposition à la chute. Cependant cette approche s'avère peu satisfaisante : comment définir l'état au cours du mouvement précédant l'impact au sol lors d'une chute? Autre exemple : une perturbation, comme un trébuchement, peut engendrer une perte d'équilibre. Cependant la situation peut être corrigée et la chute évitée. Il paraît donc nécessaire de dissocier la chute de l'équilibre.

Il existe par ailleurs différentes définitions disciplinaires de ce qu'est un état d'équilibre. Par exemple, le terme équilibre a un sens mécanique clair : un système est dit en équilibre statique s'il respecte le principe fondamental de la statique (accélération nulle est résultantes des efforts et des moments externes nulles). Par extension, ce système est dans un état d'équilibre dynamique s'il respecte le principe fondamental de la dynamique, qui relie les actions mécaniques agissant sur ce système à son mouvement. Cependant, cette définition mécanique n'est pas adaptée à l'étude de l'équilibre et de la chute chez l'humain : tout système respectant les lois de la mécanique se trouve en effet en “équilibre dynamique”, au sens mécanique du terme, y compris une personne en train de chuter.

Une autre approche, plus automatique, consiste à dire qu'un système est dans un état d'équilibre si cet état reste relativement constant au cours du temps, par exemple du fait de mécanismes de contrôle et de rétroactions. Si cette proposition a le mérite de faire ressortir l'idée qu'un état d'équilibre est un état “contrôlé”, la référence à un état constant peut s'avérer limitante : une personne en mouvement, p. ex. qui marche, saute ou se lève d'une chaise, ne serait pas dans des états d'équilibre. Il apparaît ainsi que cette notion d'équilibre dépend de la tâche en cours d'exécution et que sa définition doit inclure un aspect contextuel.

Une autre question concerne le choix des variables qui caractérisent l'équilibre. En effet, toutes les variables d'état du système ne sont pas forcément pertinentes. Par exemple, un état sera qualifié

"d'équilibre quasi-statique" s'il n'y a pas de mouvement global du corps, indépendamment de la posture utilisée. Ainsi, le fait d'être ou pas en équilibre est à rapprocher du contrôle du mouvement global du corps et non de l'agencement des segments entre eux (la posture). En particulier, il est intéressant de formaliser l'équilibre en se basant uniquement sur la quantité de mouvement et le moment cinétique du corps complet (les "linear" et "angular" momentum en anglais). La masse du corps étant constante, les objectifs en terme de quantité de mouvement peuvent plus communément s'exprimer en termes de vitesse du **centre de masse (CoM)** du corps complet. Par exemple, l'équilibre pour une marche en ligne droite sur sol plan et à vitesse constante peut être caractérisé par le maintien de la vitesse horizontale du CoM proche de la vitesse de marche souhaitée, ainsi que par une vitesse verticale et un moment cinétique quasiment nuls.

Ainsi, un état d'équilibre peut être défini comme :

**État d'équilibre** : État pour lequel la vitesse du CoM et le moment cinétique du corps complet correspondent aux objectifs de la tâche en cours.

Deux remarques sur cette définition :

1. La vitesse et le moment cinétique ne sont qu'une partie des variables caractérisant l'état du corps. La position du CoM ou l'orientation globale du corps par exemple ne sont pas considérées. Il existe ainsi, sauf cas particulier, une infinité d'états d'équilibres pour une situation donnée : même sans prendre en compte les variations possibles de posture, il est probable qu'il existe un ensemble de positions du CoM / orientations globales du corps qui correspondent à des états d'équilibre définis par une même valeur de la vitesse du CoM et du moment cinétique. Par exemple, une posture d'équilibre quasi-statique (vitesse et moment cinétique quasi-nuls) peut être obtenue pour une infinité de positions du CoM situées au-dessus de la base du support.
2. Cette définition d'un état équilibre est indépendante des actions de rattrapage utilisables. De même, elle ne concerne que l'état du système à un instant donné. Ainsi, il est tout à fait possible d'être dans un état d'équilibre et, en même temps, être dans une situation où une chute va inévitablement intervenir dans les instants à venir. La possibilité ou non d'éviter une chute sera abordée par la notion de viabilité. On peut cependant remarquer que, dans la plupart des cas, l'objectif de la tâche (c.-à.-d. ce qui détermine si l'état est un état d'équilibre ou non) est fixé de manière à ne pas engendrer de chute.

## Déséquilibre

La notion de déséquilibre est évidemment liée à la notion d'équilibre définie plus haut. Cependant, contrairement à l'équilibre, un déséquilibre n'est pas un état mais un événement (le fait de "perdre l'équilibre") consistant à quitter l'ensemble des états d'équilibre.

Il paraît cependant aussi intéressant d'ajouter un aspect supplémentaire à cette notion de déséquilibre : le fait d'effectuer une action de rattrapage, initialement non souhaitée, en prévention d'une perte d'équilibre, réelle ou crainte. Par exemple, le fait de prendre un appui supplémentaire avec les mains peut permettre de maintenir son équilibre mais sera perçu comme le signe d'un déséquilibre.

**Déséquilibre** : Évènement : fait de quitter l'ensemble des états d'équilibre, ou de réaliser une action de rattrapage non souhaitée pour des besoins (réels ou ressentis) de maintien / rattrapage d'équilibre.

### Viabilité / possibilité de maintenir l'équilibre

Comme indiqué précédemment, la notion d'équilibre ne permet pas d'identifier le risque à venir de perte d'équilibre, de chute ou de tout autre évènement indésirable. La notion de viabilité permet de répondre en partie à cette limite, en intégrant notamment l'idée que le contrôle du système est limité par des contraintes dues à l'environnement (contraintes sur les appuis par exemple) ou aux actions de maintien/rattrapage d'équilibre (limitées par les contraintes neurophysiologiques par exemple). Cette notion a été principalement introduite et formalisée pour l'équilibre bipède par (Wieber, 2008, 2002).

**État viable** : État à partir duquel il est possible d'éviter de se retrouver dans un état indésirable, étant donné l'environnement et les actions de rattrapages utilisables.

Cette approche présente cependant un certain nombre de difficultés pratiques, notamment la formalisation des états indésirables et le calcul formel de l'ensemble des états viables. Une approche alternative est donc couramment utilisée. Elle consiste à définir un ensemble d'états, que l'on peut qualifier de "sûrs". Ces états sont définis de manière à ce que la possibilité d'atteindre un de ces états sûrs garantit la non-survenue d'un évènement indésirable. On peut donc voir une équivalence entre les états viables tels que mentionnés plus haut et les états permettant de rejoindre un état sûr. Si cette équivalence n'est pas toujours parfaite, cette approche pragmatique permet une approximation raisonnable de l'ensemble des états viables (le "noyau de viabilité"). Par exemple, pour le cas de l'équilibre bipède, les états d'équilibre quasi-statiques peuvent presque systématiquement être considérés comme des états sûrs. Ainsi, hormis pour d'éventuels cas particuliers sans grand intérêt pratique, il y a une équivalence entre les états qui permettent d'atteindre un équilibre quasi-statique et les états qui permettent d'éviter une chute.

Ainsi, la notion de viabilité peut être approchée de manière pragmatique : *un état viable est un état à partir duquel il est possible de rejoindre un état sûr, étant donné l'environnement et les actions de rattrapages utilisables*. Cette notion est illustrée sur la figure 1.1.

L'ensemble des états viables peut alors être estimé moyennant quelques approximations. En particulier, le bipède est modélisé de manière simplifiée (modèles de type pendule inversé, souvent linéarisés) afin de pouvoir calculer son évolution au cours du temps. Il est de plus nécessaire de se placer dans un environnement déterministe, c.-à.-d. que l'évolution de l'environnement et notamment les perturbations externes à venir sont connues. D'une manière générale, seule l'action de la gravité est prise en compte (le système est considéré dans un environnement non-perturbé). Enfin, les actions possibles du système sont généralement limitées. Le noyau de viabilité a ainsi été approximé en considérant différentes contraintes sur les actions de rattrapage : possibilité de déplacer uniquement le **centre de pression (CoP)** dans la BoS (Hof et al., 2005; Pai and Patton, 1997), stratégie de régulation du moment cinétique et/ou possibilité de faire un ou plusieurs pas de rattrapage cadencés avec les concepts de N-step capturabilité (Koolen et al., 2012; Pratt et al., 2006).

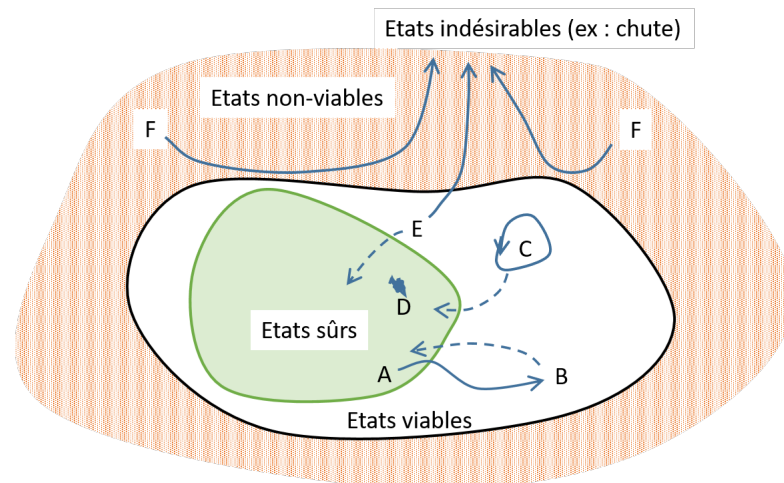


FIGURE 1.1 – Illustrations des ensembles d'états sûrs, viables et non-viables, ainsi que quelques transitions possibles entre ces états. Il est par exemple possible de passer d'un état viable à un autre état viable (transition de A vers B), d'être en équilibre autour d'un état viable (cycle limite C ou équilibre quasi-statique D). Mais il est aussi possible de passer d'un état viable E à un état indésirable. Toutes ces situations sont indépendantes du fait que ces états soient sûrs ou simplement viables. Pour tous les états viables mais non sûrs (B, C, E), il existe des transitions possibles vers des états sûrs. En revanche, les états non-viables (F ou F') mènent nécessairement à un état indésirable. Cette figure est adaptée de (Wieber, 2002).

Cette notion de viabilité permet donc de déterminer les situations pour lesquelles il est possible (les états viables) vs. impossible (les états non-viables) d'éviter un état indésirable. Cela permet de détecter des situations à risque mais aussi d'estimer la "stabilité" d'un état (la difficulté à éviter une chute à partir de cet état, voir ci-dessous). **Il faut cependant garder à l'esprit qu'être dans un état viable ne garantit pas la non-survenue d'un état indésirable** : il suffit pour cela que les actions de maintien/rattrapage d'équilibre mises en œuvre ne soit pas adaptées à la situation.

Une autre limitation vient du fait que cette notion n'a été, à notre connaissance, appliquée qu'à la notion de chute. Il serait intéressant de l'appliquer également à la notion de perte d'équilibre, c.-à.-d. d'estimer les états à partir desquels une perte d'équilibre sera évitable (un sous-ensemble du noyau de viabilité estimé par rapport au risque de chute). Cela permettrait par exemple d'aborder les questions de déséquilibre (voir ci-dessus), et notamment d'identifier plus clairement si une action de rattrapage non souhaitée à été prise pour contrer un risque réel de perte d'équilibre ou non.

### Stabilité

Comme pour l'équilibre, la notion de stabilité peut prêter à confusion : largement utilisée dans la littérature sur le mouvement humain elle est cependant rarement formalisée et recouvre des notions très différentes.

D'une manière générale, la stabilité qualifie la tendance d'un système mécanique - et de son éventuel contrôle - à converger vers (ou diverger d') un état d'équilibre suite à une perturbation. Cependant, dans le cadre de l'étude du mouvement humain, la variété de situations, de perturbations (d'origine interne - neuromusculaire - ou externe - poussée, sol irrégulier ou glissant, etc.) et de mécanismes de contrôle mis en jeu dans le maintien de l'équilibre (cf. section 1.2.1 page 4) font que la stabilité s'avère relativement délicate à caractériser.

De ce fait, de nombreuses études s'intéressent à des variables en lien avec la stabilité, telles que l'occurrence de chutes, plutôt qu'à la stabilité proprement dite. D'une manière générale, ces études visent à corrélérer des variables observables à une évaluation globale en lien avec la stabilité. Les variables évaluées sont généralement caractéristiques de différents sous-systèmes impliqués dans le maintien de l'équilibre (système vestibulaire, proprioceptif, etc.) ou une variable globale caractérisant la réponse du système (la trajectoire du CoP en posturographie par exemple). Les critères qui en résultent (telle observation est corrélée avec une augmentation/diminution du risque de chute par exemple) ont une utilité clinique avérée. En revanche, ils ne caractérisent pas à proprement parler la stabilité du système. Ces critères ont de plus une validité de construit<sup>1</sup> relativement faible et restent généralement très spécifiques à la population de l'étude initiale.

De nombreux indicateurs ont été proposés pour caractériser la stabilité d'une personne en mouvement. Ils peuvent être regroupés en deux grandes catégories, correspondant à des situations différentes (Bruijn et al., 2013) :

- les indicateurs décrivant la capacité d'une personne à supporter de petites perturbations, plutôt d'origine interne, sans changer de comportement.
- les indicateurs décrivant la capacité à supporter de plus grandes perturbations, plutôt d'origine externe, grâce à un changement de comportement et la mise en œuvre d'actions de rattrapage spécifiques.

Un très grand nombre d'études se concentrent sur la première famille d'indicateurs. Ces derniers s'appuient généralement sur la théorie des systèmes dynamiques pour analyser la variabilité d'exécution de la tâche : analyse de la variabilité cinématique (long range correlations, Lyapunov exponents, etc. (cf. Bruijn et al., 2013)), ou dynamique (divers critères sur la trajectoire du CoP en posture quasi-statique (par ex. Collins and Luca, 1993; Roerdink et al., 2006)). L'analyse des synergies (cinématique, dynamique, musculaires, etc.) via les méthodes de types Uncontrolled Manifold (Latash et al., 2007) que nous décrivons plus loin dans ce document (cf. Chapitre 2 section 2.4 page 36) peut être incluse dans cette catégorie. Ces critères s'avèrent essentiellement utiles pour détecter une déficience ou une pathologie qui entraîne une augmentation du risque de chute. Ils présentent cependant un certain nombre de limitations. Outre le fait qu'une partie d'entre eux n'ont que des validités de construit relativement faibles, ces indicateurs caractérisent des mécanismes de contrôle de l'équilibre de très bas niveaux, très automatiques et pertinents uniquement pour de très petites perturbations. Ainsi, ils sont plutôt faits pour caractériser la propension d'une personne à être légèrement déséquilibrée, mais ne rendent pas compte des capacités de cette personne à répondre à ces petits déséquilibres et à éviter une chute. De plus, le système est généralement considéré de manière très globale, et il est rarement possible de remonter à la cause d'un éventuel défaut de stabilité. Enfin, ces indicateurs ne sont généralement pas valables pour étudier des mouvements non stationnaires.

Dans ce document, nous nous intéresserons donc plutôt à la deuxième famille d'indicateurs, décrivant la capacité du système, dans un état donné, à retourner dans un état d'équilibre après de fortes perturbations grâce à la mise en œuvre d'actions de rattrapage spécifiques. Dans ce domaine, trois types de critères sont principalement utilisés pour caractériser la "marge de stabilité" d'un bipède. Ces critères ont cependant un sens physique différent, le terme "marge de stabilité" n'étant pas forcément très heureux pour deux d'entre eux :

1. la comparaison entre les actions de rattrapage utilisées et les actions de rattrapage utilisables. La métrique la plus classique pour un bipède consiste à comparer le position du CoP à un moment donné à l'excursion maximale possible de ce CoP (la frontière de la BoS). Souvent nommée "marge de stabilité", cette métrique devrait plutôt être nommée "marge de manœuvrabilité".

---

1. la validité de construit ou validité conceptuelle caractérise le fait qu'un test ou une mesure est basée sur des hypothèses en liens avec ce que l'on souhaite tester. Dans notre cas, par exemple, un critère visant à évaluer la stabilité d'un mouvement basé sur la trajectoire du CoP en posture quasi-statique possède une validité de construit assez faible.

En effet, elle caractérise bien la marge que l'on a pour piloter ("manœuvrer") le système. En revanche elle n'est que très indirectement un indicateur de la stabilité qui, elle, dépend de l'état actuel d'un système et de l'utilisation qui sera réellement faite des actions de rattrapage (la loi de commande). Un exemple par l'absurde est le cas d'un pendule inversé monté articulé sur une BoS et dont la loi de commande impose au CoP de rester fixe sous la cheville. Ce système est parfaitement instable alors que la distance CoP-BoS restera constante et maximale. A l'inverse le même système réagissant aux déséquilibres en déplaçant son CoP dans la BoS sera bien plus stable mais aura une "marge de manœuvrabilité" (distance CoP-BoS) plus faible.

2. des métriques caractérisant le mouvement du système. Il s'agit par exemple de la distance entre le CoP et un point virtuel nommé **centre de masse extrapolé (XCoM)** (Hof et al., 2005) qui caractérise à quel point le CoM va s'éloigner du CoP, c.-à.-d. à quel point le système va diverger d'un état d'équilibre quasi-statique (cf. Chapitre 2, section 2.3). Il y a donc un lien entre cette distance et la divergence du système loin d'un état d'équilibre. Cette métrique est utile pour caractériser la régulation de l'équilibre, notamment au cours de la marche comme nous le verrons au prochain chapitre. Cependant, le lien entre cette métrique et la capacité du système à retourner dans un état d'équilibre est relativement indirect. Bien qu'il ne s'agisse donc que d'une mesure très détournée de la stabilité, cette distance est couramment appelée "marge de stabilité" dans le cas de la marche depuis l'article de Hof et al. (2007).
3. des comparaisons entre l'état actuel du système et la frontière des états acceptables (typiquement la frontière du noyau de viabilité). Il s'agit probablement de la notion la plus correcte d'une marge de stabilité, puisqu'elle rend directement compte de la distance entre l'état actuel (que l'on peut supposer être un état d'équilibre) et un état à partir duquel il ne serait plus possible de revenir vers un état d'équilibre. De plus, cette mesure prend bien en compte l'état actuel du système et l'utilisation possible des actions de rattrapage (via l'estimation du noyau de viabilité). En situation quasi-statique, et pour des situations où les pas de rattrapage ne sont pas autorisés, une mesure de stabilité classique est la distance entre la position du CoM et le bord de la BoS. En dynamique, il est désormais classique de considérer non pas le CoM mais le XCoM (Hof et al., 2005). Différentes actions de rattrapage peuvent être prises en compte pour définir des noyaux de viabilité plus larges (p. ex. Koolen et al., 2012). Cette métrique peut éventuellement être exprimée en terme de perturbation maximale qui amènerait le système sur la frontière du noyau de viabilité Robert et al. (2018), comme nous le verrons dans le chapitre 3 (cf. section 3.2.4). Enfin, on peut remarquer qu'il est possible d'estimer la stabilité intrinsèque d'un bipède, et non la stabilité à partir d'un état donné, en estimant par exemple la surface du noyau de viabilité.

Ces trois différentes notions sont illustrées dans le cas d'un bipède sur la Figure 1.2.

Ainsi, dans ce document, nous définirons la stabilité d'un bipède de la manière suivante :

**Stabilité** : notion relative à la capacité d'un système mécanique - et de son contrôle - à retourner vers un état d'équilibre suite à une perturbation relativement importante, grâce à la mise en œuvre d'actions de rattrapage spécifiques. Pour un état initial donné, cette capacité peut être estimée grâce à une mesure de la distance entre l'état initial et le noyau de viabilité nommée "marge de stabilité".

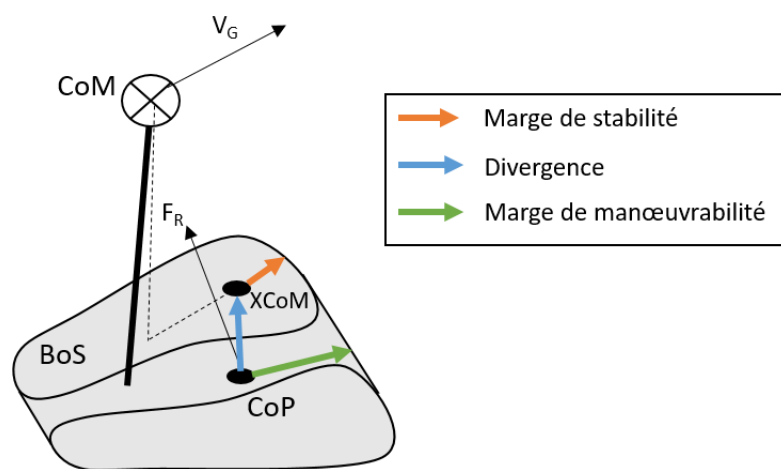


FIGURE 1.2 – Illustrations de trois notions couramment nommées marges de stabilité dans le cas d'un bipède : 1) distance XCoM-frontière de la BoS, que l'on nomme marge de stabilité dans ce document; 2) distance CoP-XCoM, qui est une mesure de la divergence du système par rapport au CoP; 3) distance CoP-frontière de la BoS, que l'on nomme marge de manœuvrabilité.

### 1.3 Les principales actions de rattrapage

L'objet de ce paragraphe est de décrire les actions qui permettent le maintien ou le rattrapage de l'équilibre.

#### 1.3.1 Choix d'une description via la régulation des efforts de contact

Comme indiqué précédemment, le maintien de l'équilibre consiste essentiellement à contrôler le mouvement global du corps. On ne s'intéressera pas ici au maintien de la posture (orientation relative des segments). D'un point de vue mécanique, le contrôle du mouvement global du corps ne peut se faire que par le biais de la régulation des efforts externes, notamment des efforts de contact aux interfaces entre la personne et son environnement.

Ces efforts externes n'étant pas directement actionnés, leur régulation est basée sur une variété de mécanismes neuro-physiologiques. Ce sont ces mécanismes qui sont classiquement à la base de la description des actions de rattrapage dans la littérature. Un exemple typique est la description des stratégies dites de "cheville" et de "hanche" via les patrons d'activation musculaire (Horak and Nashner, 1986). Le lien entre ces mécanismes, notamment les activations musculaires, et la régulation des efforts externes reste néanmoins complexe. S'il est possible, dans des cas simples, de décrire de manière qualitative l'effet de certains patterns d'activation musculaire sur les efforts externes, une approche plus systématique et quantitative nécessite l'utilisation de modèles musculosquelettiques complexes. De plus, l'effet du recrutement d'un muscle donné sur les efforts externes dépend de la situation étudiée (posture et activation musculaire). Cette relation activation musculaire / efforts externes a été largement décrite ces dernières années pour différentes activités de locomotion bipédales (par ex. Moissenet et al., 2017; Pandy and Andriacchi, 2010).

Dans ce paragraphe nous avons donc choisi de décrire les principales actions de maintien / rattrapage d'équilibre via la régulation des efforts externes et nous essaierons de faire le lien avec les descriptions "neuro-physiologiques" de la littérature (cf. la figure 1.3).

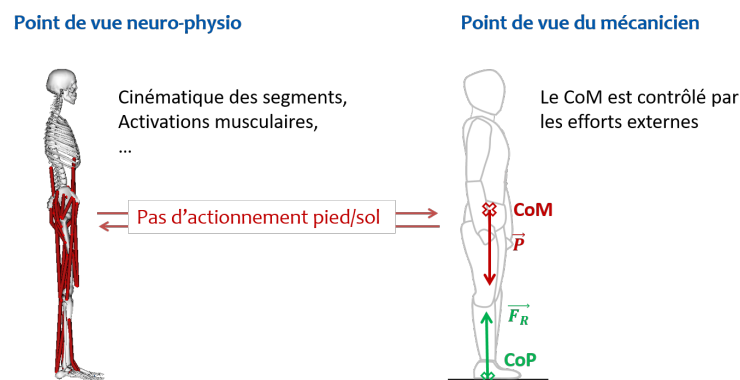


FIGURE 1.3 – Deux approches pour décrire les actions de maintien de l'équilibre. Le fait que les efforts de contact ne soient pas directement actionnés permet de faire le lien entre une description "mécanique" des actions de maintien de l'équilibre et les descriptions neuro-physiologiques classiques de la littérature.

### 1.3.2 Un cas d'étude simplifié

Par simplicité, nous nous placerons dans le cas classique où la personne est en appui bipédal sur un sol plan, c.-à.-d. en interaction avec l'environnement via des contacts unilatéraux coplanaires. Dans cette situation, le torseur des efforts de contact peut se réduire en un point particulier, le CoP, où les composantes de moments dans le plan de contact sont nuls (cf. figure 1.4).

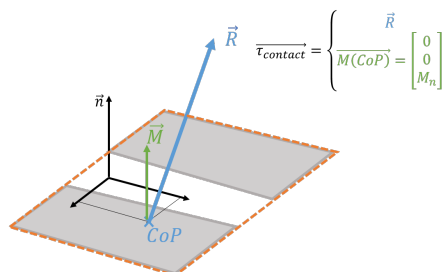


FIGURE 1.4 – Représentation des efforts de contact en cas d'appui bipédal (zones grisées représentant les deux pieds) sur sol plan. Comme les contacts sont unilatéraux et coplanaires, le torseur des efforts de contact peut se réduire, en un point particulier nommé CoP, à une force résultante et un moment perpendiculaire au sol. L'unilatéralité des contacts fait que le CoP est contenu à l'intérieur de la BoS (pointillés oranges).

Dans cette configuration, il y a donc quatre différents leviers d'action pour réguler les efforts de contact :

- la position du CoP, sur laquelle la plupart des travaux de la littérature se sont concentrés ;
- l'orientation de la résultante ;
- la norme du moment perpendiculaire au sol ;
- la norme de la résultante.

Dans ce document, nous aborderons principalement les deux premiers mécanismes : régulation de la position du CoP et de l'orientation de la résultante. La régulation du moment perpendiculaire au sol sera partiellement abordée dans le chapitre suivant (cf. section 2.4 sur la régulation du moment cinétique) et nous ne traiterons pas de la régulation de la norme de la résultante qui impacte essentiellement le déplacement vertical du corps.

Pour illustrer l'effet de la régulation de la position du CoP et de l'orientation de la résultante, il est intéressant de modéliser le corps humain à l'aide d'un modèle de pendule inversé linéarisé (LIPM), qui représente le mouvement global du corps dans le plan horizontal en fonction des efforts de contact, auquel on ajoute un volant d'inertie centré sur le CoM, qui représente la rotation des segments autour du CoM (cf. figure 1.5).

La dynamique de ce modèle est décrite par :

$$\ddot{\mathbf{c}} = \frac{\mathbf{g}}{h}(\mathbf{c} - \mathbf{z}) - \frac{\bar{\mathbf{J}}}{mh} \ddot{\boldsymbol{\theta}} \quad (1.1)$$

où  $\mathbf{c}$  et  $\mathbf{z}$  sont les positions au sol du CoM et du CoP respectivement,  $\boldsymbol{\theta}$  la rotation du volant d'inertie dans le repère global,  $g$  la gravité,  $m$  la masse du système,  $\bar{\mathbf{J}}$  le tenseur d'inertie du volant et  $h$  l'altitude du CoM.  $\ddot{\mathbf{c}}$ ,  $\mathbf{c}$ ,  $\mathbf{z}$  et  $\ddot{\boldsymbol{\theta}}$  sont des vecteurs de dimensions 2 (une dimension par axe du plan). Par simplicité, on propose de plus de négliger les produits d'inertie, le tenseur  $\bar{\mathbf{J}}$  étant alors réduit à une matrice  $\mathbf{J}$   $2 \times 2$  diagonale.

Ce modèle présente plusieurs avantages. Ses équations de mouvement sont extrêmement simples. De plus, en négligeant les produits d'inertie, ce système se comporte indépendamment selon les deux

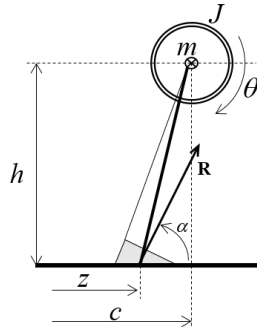


FIGURE 1.5 – Modèle pendule linéaire inversé (Linear Inverted Pendulum Model - LIPM) plus volant d'inertie. Dans le cas représenté, l'accélération du volant d'inertie  $\ddot{\theta}$  est non-nulle car la force de réaction résultante  $\mathbf{R}$  n'est pas alignée avec la droite CoP-CoM.

directions (l'équation 1.1 est constituée de deux équations indépendantes). Enfin, et surtout, les équations de mouvement font clairement apparaître les deux mécanismes de régulation distincts et indépendants :

1. la position du CoP  $\mathbf{z}$ ;
2. l'accélération du volant d'inertie  $\ddot{\theta}$ , ou la régulation de l'inertie  $\mathbf{J}$ , qui est reliée à l'orientation de la résultante (cf. ci-dessous).

Plus précisément, la première partie de l'équation 1.1 fait ressortir qu'en négligeant la régulation via l'inertie ( $\mathbf{J} \cdot \ddot{\theta} \approx 0$ ), le contrôle du CoM (c.-à.-d. de l'équilibre) se fait via la position du CoP. Dans ce cas on peut remarquer qu'il n'y a pas de contrôle indépendant possible de l'orientation de la résultante, puisque celle-ci est nécessairement alignée avec le vecteur CoP-CoM. Par simplicité on peut le montrer sur le cas 2D (mouvement dans le plan sagittal uniquement). Dans ce cas, l'angle  $\alpha$  de la résultante par rapport au sol l'orientation de la résultante est donnée par

$$\tan(\alpha) = \frac{R_{\text{vert}}}{R_{\text{hor}}} = \frac{g}{\ddot{c}}$$

D'après 1.1 et avec  $\mathbf{J} \ddot{\theta} = 0$  on obtient

$$\tan(\alpha) = \frac{h}{c - z}$$

On montre ainsi que cet angle  $\alpha$  entre la résultante et le sol est aussi l'angle entre la droite reliant le CoP au CoM et le sol.

La deuxième partie de l'équation 1.1 indique quant à elle que la prise en compte de la rotation des segments du corps permet de réguler l'orientation de la résultante indépendamment du mécanisme de régulation du CoP : on rajoute une composante horizontale  $\frac{1}{mh} \mathbf{J} \cdot \ddot{\theta}$  à la résultante

Ces deux grands mécanismes de régulation de l'équilibre sont présentés dans les paragraphes suivants.

### 1.3.3 Régulation de la position du Centre de Pression

Du fait de l'unilatéralité des contacts pieds-sol, le CoP reste contraint à l'intérieur de la BoS. La régulation de la position du CoP par rapport au CoM du corps complet peut se faire selon deux grands mécanismes : 1) la modulation du CoP dans la BoS; 2) la modification de la BoS, en effectuant un pas par exemple, pour autoriser de plus grandes excursions du CoP.

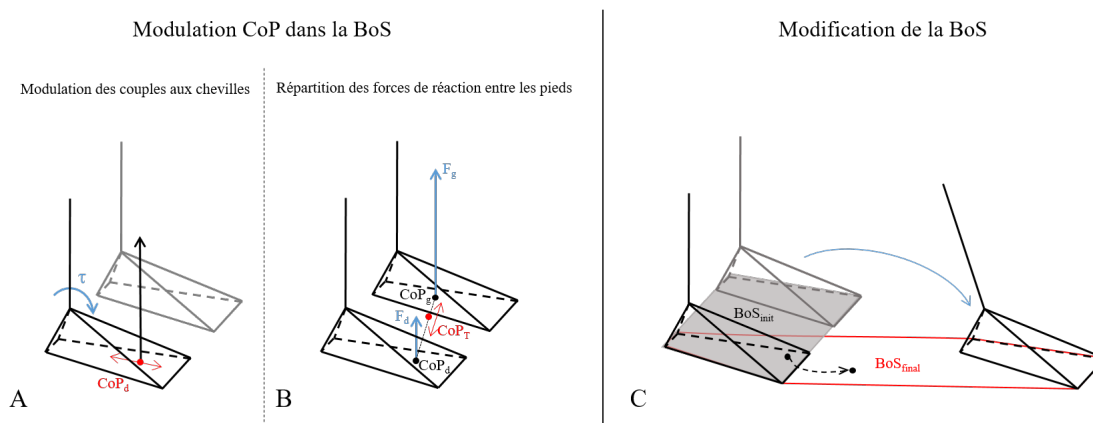


FIGURE 1.6 – Les mécanismes permettant de moduler la position du CoP : modulation du CoP dans la BoS en jouant sur la position des CoP sous chaque pied (A) et/ou sur la répartition du poids entre les deux pieds (B); extension de la BoS en modifiant ses appuis pour permettre de plus grandes excursions du CoP (C).

1. **La modulation du CoP dans la BoS.** Dans le cas où les deux pieds sont au sol, la position du CoP global  $CoP_T$  en fonction des CoP sous chaque pied  $CoP_d$  et  $CoP_g$  et de la répartition des forces verticales entre les deux appuis ( $F_g$  et  $F_d$ ) est décrite par Winter (1995) (cf. Figure 1.6) :

$$CoP_T = \frac{F_g}{F_g + F_d} CoP_g + \frac{F_d}{F_g + F_d} CoP_d \quad (1.2)$$

Il en résulte que le CoP peut être modulé au sein de la BoS de deux manières différentes :

- *via la modulation du CoP sous chaque pied* ( $CoP_g$  et  $CoP_d$ ) en jouant sur les couples articulaires au niveau des chevilles (Figure 1.6.A). Dans la direction antéro-postérieure (AP), cela correspond au mécanisme décrit dans la "stratégie de cheville" en réponse à une perturbation externe comme par Horak and Nashner (1986). La description de ce "mécanisme de cheville" a ensuite été reprise et étendue dans la direction médio-latérale (ML) par les travaux de l'équipe de David Winter dans les années 90 (p. ex. Winter, 1995; Winter et al., 1996). De même que le CoP global est contraint dans la BoS, le CoP sous chaque pied pris individuellement est mécaniquement contraint à l'intérieur de la surface de contact pied/sol (la BoS du pied). De plus, les groupes musculaires responsable du déplacement du CoP dans la direction ML (muscles tibial antérieur et postérieur, muscles fibulaires, muscles long fléchisseur de l'hallux et des orteils) ne sont pas très puissants et peuvent donc limiter l'excursion du CoP dans un sous-ensemble de la BoS mécanique. On parle alors de base de support fonctionnelle ( $BoS_f$ ). D'après l'équation 1.2, l'effet net maximal pour ce mécanisme est donc un déplacement du CoP global dans une zone dont la surface correspond à la  $BoS_f$  d'un pied (ou la moyenne pondérée des  $BoS_f$  en cas de dissymétrie). On peut cependant remarquer que ce mécanisme possède une direction privilégiée-

giée, proche de la direction AP, du fait du rôle fonctionnel des muscles croisant l'articulation de la cheville (les principaux muscles éverseurs-inverseurs du pied sont aussi plantaflexeurs).

- *via la modification de la répartition des forces de réaction entre les deux pieds* (Figure 1.6.B), ce qui permet le déplacement du CoP global d'un pied à l'autre. Cette régulation est principalement effectuée par les groupes musculaires abducteurs et adducteurs de hanche, d'où son appellation initiale de "mécanisme de hanches" Winter (1995) (à ne pas confondre avec la "stratégie de hanche" décrite par Horak and Nashner (1986) en réponse à une perturbation, cf. ci-dessous). Ce mécanisme est aussi, plus judicieusement, nommé "mécanisme de chargement-déchargement". Ce mécanisme est potentiellement très efficace, puisqu'il met en jeu des groupes musculaires plus puissants que les muscles des chevilles et qu'il permet un déplacement du CoP sur une distance (la distance entre les deux pieds) généralement plus importante que le mécanisme de cheville ( $BoS_f$  d'un pied).

La combinaison de ces deux mécanismes permet l'ajustement du CoP dans les deux directions avec, dans la plupart des cas, une certaine redondance. Dans ces situations, en particulier la régulation du CoP dans la direction ML lorsque les pieds sont parallèles, le mécanisme de chargement-déchargement est majoritairement utilisé tandis que le mécanisme de cheville permet des ajustement fins Winter (1995).

2. **La modification de la BoS** (Figure 1.6.C). L'excursion du CoP est contrainte par la géométrie de la BoS. Réorganiser les appuis, en particulier en faisant un pas, permet d'élargir cette BoS et ainsi d'autoriser de grandes excursions du CoP. La zone d'excursion potentielle du CoP se retrouve considérablement agrandie (environ 15 fois plus, selon la configuration initiale). Il s'agit donc d'un mécanisme potentiellement très efficace. Il possède cependant certaines limites. Tout d'abord le fait qu'effectuer un changement d'appuis, et en particulier un pas de rattrapage, n'est pas une action instantanée. Elle nécessite en effet la mise en œuvre d'actions préliminaires (déplacements du CoP nommés ajustements posturaux anticipés, cf. 2.2 au chapitre suivant) et le déplacement du pied en l'air. La prise en compte de ce délai de mise en œuvre limite l'efficacité potentielle de ce mécanisme, qui reste cependant environ cinq fois plus efficace qu'un mécanisme de cheville classique (Vallée and Robert, 2015). Par ailleurs, il s'agit d'un mécanisme discret, par opposition à la régulation continue du CoP dans la BoS : une fois un pas effectué, il est difficile et coûteux (en temps, en énergie, etc.) de faire le pas inverse. De plus, le fait d'effectuer un pas de rattrapage nécessite de passer par une phase unipodale au cours de laquelle l'équilibre est relativement précaire. Enfin, ce mécanisme n'est pas omnidirectionnel : très efficace dans la direction AP (surtout vers l'avant), il est plus délicat à mettre en œuvre dans la direction ML du fait 1) du choix à faire entre le pied à déplacer (pas croisé vs. pas latéral) ; 2) de la potentielle collision en cas de pas croisé, qui est pourtant plus facile à mettre en œuvre qu'un pas latéral (Mille et al., 2013). La combinaison de l'efficacité et des potentielles difficultés de ce mécanisme en font un objet d'intérêt particulier pour l'étude du risque de chute chez des personnes ayant des capacités réduites telles que les personnes âgées (p.ex. Barrett et al., 2012; Mille et al., 2005; Sparto et al., 2014; Thelen et al., 1997; Tisserand, 2015). Enfin, si nous ne considérons que les appuis pieds-sol dans le cas d'étude simplifié considéré ici, il faut aussi garder à l'esprit que d'autres stratégies de changement d'appuis sont couramment utilisées, notamment la prise d'appuis avec les mains (par ex. Maki et al., 2003).

#### 1.3.4 Régulation de l'orientation de la résultante

Un mécanisme alternatif au déplacement du CoP consiste à réorienter la résultante des forces de réaction en jouant sur sa composante horizontale. Le contact pied/sol n'étant pas actionné, cette régulation se fait grâce à la mise en mouvement (accélération) des segments corporels, entraînant une

variation du moment cinétique du corps complet compensée par une force horizontale au niveau du contact pied/sol<sup>2</sup>. Ce mécanisme a été moins souvent et moins clairement décrit dans la littérature concernant l'équilibre humain que la régulation de la position du CoP. Il correspond cependant à la définition initiale de la stratégie de hanche proposée par [Horak and Nashner \(1986\)](#) : ces auteurs observent des patrons d'activations musculaires typiques lorsque l'équilibre est perturbé et que les stratégies de régulation du CoP sont limitées (réduction de la BoS et pas de rattrapage non autorisé). Ces patrons (activations séquentielles des groupes extenseurs de cheville et fléchisseurs de hanche) sont associés à la mise en rotation du tronc (avec un léger mouvement opposé de rotation des jambes) générant une force horizontale au niveau du contact pied/sol qui entraîne la mise en mouvement du CoM<sup>3</sup>. Les coordinations musculaires permettant de générer une force horizontale indépendamment du déplacement du CoP ont par ailleurs été étudiées par la suite, par exemple lors d'une étude de mon post-doctorat ([Robert et al., 2008](#)). Cette stratégie dite "de hanche" n'est pas l'unique stratégie permettant la régulation de l'orientation de la résultante. L'ensemble des segments peut être utilisé. La mise en rotation des bras est par exemple couramment utilisée pour réguler l'équilibre dans le plan frontal et sagittal (p.ex. [Pijnappels et al., 2010](#)), le cas extrême étant l'utilisation d'un balancier par les funambules.

Une manière très simple d'appréhender la physique de ce mécanisme est de le représenter via la mise en mouvement d'un volant d'inertie centré au CoM du corps complet (cf. section 1.3.2, en particulier l'équation 1.1). Cette approche a été largement utilisée en robotique humanoïde, en particulier dans les travaux d'A. Goswami (p. ex. [Goswami and Kallem, 2004](#); [Lee and Goswami, 2007](#); [Pratt et al., 2006](#)). Cette approche permet :

- de décorrélérer clairement l'aspect dynamique (la régulation de l'orientation de la résultante) et géométrique (un éventuel déplacement du CoM) associé à la rotation des segments.
- de faire ressortir deux sous-mécanismes de régulation de l'orientation de la résultante via ce volant d'inertie : la modification du tenseur d'inertie  $\mathbf{J}$  (par ex. les travaux de l'équipe d'A. Goswami t.q. [Goswami et al., 2013](#); [Yun et al., 2009](#)),<sup>4</sup> ou la régulation de son accélération  $\ddot{\theta}$ .

Une caractéristique importante de ce mécanisme est son aspect intermittent. Les variations d'accélération sont nécessairement limitées dans le temps et, dans la plupart des cas, doivent même être suivies d'une variation opposée pour stopper la rotation du segment. Par exemple, l'accélération du tronc dans le cas d'une "stratégie de hanche" (voir ci-dessus) est nécessairement suivie d'une décélération afin de contenir sa rotation à quelques dizaines de degrés maximum. L'efficacité de cette stratégie de réorientation de la résultante est donc limitée. Dans le cas d'une accélération suivie d'une décélération équivalente, le gain en terme de maintien de l'équilibre n'est même pas forcément trivial. Il existe cependant, comme cela a été très clairement illustré par [Pratt et al. \(2006\)](#). Schématiquement, ce gain vient essentiellement du fait qu'une chute est un mouvement divergent : on s'éloigne de plus en plus vite de l'état d'équilibre. De ce fait, plus l'action de rattrapage intervient tôt plus celle-ci est efficace, c.-à.-d. l'action de rattrapage initiale (mise en rotation des segments) est plus bénéfique que l'action inverse (arrêt de la rotation des segments) qui intervient plus tard.

2. De nombreuses études se sont intéressées à la régulation du moment d'inertie du corps complet lors de mouvements aériens (typiquement les mouvements d'acrobatie). Pour ce type de mouvements (système isolé, c.-à.-d. sans efforts externes) le principe de conservation du moment cinétique s'applique. La modulation de l'inertie permet donc uniquement de modifier la vitesse de rotation globale du corps. Cette régulation ne s'apparente donc pas réellement à un mécanisme de rattrapage d'équilibre mais plutôt de modification de mouvement au cours d'une chute.

3. Cette définition initiale de la stratégie de hanche a pu être mal interprétée par la suite et il arrive que la stratégie de hanche soit décrite, à mon avis à tort, comme un déplacement du CoM vers l'arrière du fait du mouvement de rotation en antiphase du tronc et des membres inférieurs (confusion probablement liée au fait que la bassin - et non le CoM- se déplace effectivement légèrement vers l'arrière).

4. Ces études ne portent pas à proprement parler sur une stratégie permettant d'éviter une chute mais plutôt sur une stratégie de mitigation des conséquences d'une chute inévitable (cf. distinction dans le paragraphe 1.2.1 page 4). Les principes sont cependant les mêmes.

### 1.3.5 Utilisation de ces différents mécanismes

L'efficacité relative de ces deux grands mécanismes (déplacement du CoP vs. orientation de la résultante) est difficile à évaluer puisqu'elle repose sur deux principes physiques différents, et donc deux variables différentes. L'aspect intermittent de l'orientation de la résultante complique aussi la comparaison. Enfin, il est délicat de manipuler expérimentalement les actions de rattrapage indépendamment. Ainsi il n'existe pas beaucoup d'éléments dans la littérature permettant d'évaluer le potentiel de ces stratégies en terme de rattrapage d'équilibre. Une étude numérique (Vallée and Robert, 2015), qui sera présentée au chapitre 3 (cf. section 3.2.3), permet cependant de comparer les perturbations pour lesquelles il est possible d'éviter une chute vers l'avant en utilisant différentes combinaisons de ces stratégies de rattrapage. Dans ce cas de figure, l'orientation de la résultante est potentiellement aussi bénéfique que le déplacement du CoP au sein de la BoS, alors que le fait de faire un pas de rattrapage est 3 à 4 fois plus efficace. Il faut cependant tempérer ces résultats en rappelant l'aspect intermittent des stratégies de hanches et de pas de rattrapage qui n'en font pas les stratégies prioritairement utilisées.

L'utilisation de ces différents mécanismes peut tout à fait se faire de manière conjointe (Park et al., 2004; Runge et al., 1999). Le choix de leur utilisation se base sur un ensemble d'éléments tels que :

- le niveau de perturbation de l'équilibre (état actuel et éventuelle perturbation à venir);
- l'objectif en terme de maintien de l'équilibre (quelle marge de stabilité souhaitée par ex.);
- le coût (énergétique, attentionnel, ...) des différentes actions de rattrapage à entreprendre;
- les éventuelles contraintes externes (p.ex. BoS réduite ou glissante) ou propres au sujet (p.ex. capacités de production d'effort limitées);

Cette régulation est donc spécifique à une situation et une personne donnée. Cependant, d'une manière générale, les stratégies visant à déplacer le CoP et accroître la BoS sont utilisées de manière prioritaire par rapport à la réorientation de la force résultante. On peut noter que, de part sa nature, ce problème peut se traiter sous la forme d'un problème d'optimisation (Aftab et al., 2012; Kuo, 1995, etc.), comme nous le verrons dans le troisième chapitre de ce document.

## 1.4 Références

- Aftab, Z., Robert, T., and Wieber, P.-B. (2012). Ankle, hip and stepping strategies for humanoid balance recovery with a single Model Predictive Control scheme. In *2012 12th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 159–164. [18](#)
- Barrett, R. S., Cronin, N. J., Lichtwark, G. A., Mills, P. M., and Carty, C. P. (2012). Adaptive recovery responses to repeated forward loss of balance in older adults. *Journal of Biomechanics*, 45(1) :183–187. [16](#)
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., and Dieën, J. H. v. (2013). Assessing the stability of human locomotion : a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(83) :20120999. [9](#)
- Burns, E. and Kakara, R. (2018). Deaths from Falls Among Persons Aged  $\geq 65$  Years — United States, 2007–2016. *MMWR. Morbidity and Mortality Weekly Report*, 67(18) :509–514. [2](#)
- Collins, J. J. and Luca, C. J. D. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture : A random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, 95(2) :308–318. [9](#)
- De Groote, F., Allen, J. L., and Ting, L. H. (2017). Contribution of muscle short-range stiffness to initial changes in joint kinetics and kinematics during perturbations to standing balance : A simulation study. *Journal of Biomechanics*, 55 :71–77. [4](#)
- Florence, C. S., Bergen, G., Atherly, A., Burns, E., Stevens, J., and Drake, C. (2018). The Medical Costs of Fatal Falls and Fall Injuries among Older Adults. *Journal of the American Geriatrics Society*, 66(4) :693–698. [2](#)
- Goswami, A. and Kallem, V. (2004). Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots. In *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA '04*, volume 4, pages 3785–3790. [17](#)
- Goswami, A., Yun, S.-k., Nagarajan, U., Lee, S.-H., Yin, K., and Kalyanakrishnan, S. (2013). Direction-changing fall control of humanoid robots : theory and experiments. *Autonomous Robots*, pages 1–25. [17](#)
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., and Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1) :1–8. [7](#), [10](#)
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., and Postema, K. (2007). Control of lateral balance in walking : Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*, 25(2) :250–258. [10](#)
- Horak, F. B. (2006). Postural orientation and equilibrium : what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age and Ageing*, 35 Suppl 2 :ii7–ii11. [4](#)
- Horak, F. B. and Nashner, L. M. (1986). Central programming of postural movements : adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology*, 55(6) :1369–1381. [12](#), [15](#), [16](#), [17](#)
- Kannus, P., Palvanen, M., Niemi, S., and Parkkari, J. (2007). Alarming Rise in the Number and Incidence of Fall-Induced Cervical Spine Injuries Among Older Adults. *The Journals of Gerontology : Series A*, 62(2) :180–183. [2](#)

- Koolen, T., Boer, T. d., Rebula, J., Goswami, A., and Pratt, J. (2012). Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1 : Theory and application to three simple gait models. *The International Journal of Robotics Research*, 31(9) :1094–1113. [7](#), [10](#)
- Kuo, A. D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 42(1) :87–101. [18](#)
- Latash, M. L., Scholz, J. P., and Schönner, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*, 11(3) :276–308. [9](#)
- Lee, S. and Goswami, A. (2007). Reaction mass pendulum (RMP) : An explicit model for centroidal angular momentum of humanoid robots. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics & Automation*. [17](#)
- Maki, B., McIlroy, W., and Fernie, G. (2003). Change-in-support reactions for balance recovery. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(2) :20 – 26. [16](#)
- Maki, B. E. and McIlroy, W. E. (2007). Cognitive demands and cortical control of human balance-recovery reactions. *Journal of Neural Transmission*, 114(10) :1279–1296. [4](#)
- Mille, M.-L., Johnson, M. E., Martinez, K. M., and Rogers, M. W. (2005). Age-dependent differences in lateral balance recovery through protective stepping. *Clinical Biomechanics*, 20(6) :607–616. [16](#)
- Mille, M.-L., Johnson-Hilliard, M., Martinez, K. M., Zhang, Y., Edwards, B. J., and Rogers, M. W. (2013). One step, two steps, three steps more ... Directional vulnerability to falls in community-dwelling older people. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 68(12) :1540–1548. [16](#)
- Moissenet, F., Chèze, L., and Dumas, R. (2017). Individual muscle contributions to ground reaction and to joint contact, ligament and bone forces during normal gait. *Multibody System Dynamics*, 40(2) :193–211. [12](#)
- Murphy, J. and Isaacs, B. (1982). The Post-Fall Syndrome. *Gerontology*, 28(4) :265–270. [2](#)
- Pai, Y. C. and Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30(4) :347–354. [7](#)
- Pandy, M. G. and Andriacchi, T. P. (2010). Muscle and joint function in human locomotion. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 12 :401–433. [12](#)
- Park, S., Horak, F., and Kuo, A. (2004). Postural feedback responses scale with biomechanical constraints in human standing. *Experimental Brain Research*, 154(4) :417–427. [18](#)
- Pijnappels, M., Kingma, I., Wezenberg, D., Reurink, G., and Dieën, J. H. v. (2010). Armed against falls : the contribution of arm movements to balance recovery after tripping. *Experimental Brain Research*, 201(4) :689–699. [17](#)
- Pratt, J., Carff, J., Drakunov, S., and Goswami, A. (2006). Capture Point : A Step toward Humanoid Push Recovery. In *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pages 200–207. [7](#), [17](#)
- Rack, P. M. H. and Westbury, D. R. (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *The Journal of Physiology*, 240(2) :331–350. [4](#)

- Robert, T., Vallée, P., Tisserand, R., Buloup, F., Bariatinsky, D., Vercher, J. L., Fitzpatrick, R. C., and Mille, M. L. (2018). Stepping boundary of external force-controlled perturbations of varying durations : Comparison of experimental data and model simulations. *Journal of Biomechanics*, 75 :89–95. [10](#)
- Robert, T., Zatsiorsky, V., and Latash, M. L. (2008). Multi-muscle synergies in an unusual postural task : quick shear force production. *Experimental Brain Research*, 187 :237–253. [17](#)
- Roerdink, M., Haart, M. D., Daffertshofer, A., Donker, S. F., Geurts, A. C. H., and Beek, P. J. (2006). Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke. *Experimental Brain Research*, 174(2) :256. [9](#)
- Runge, C. F., Shupert, C. L., Horak, F. B., and Zajac, F. E. (1999). Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait & Posture*, 10(2) :161–170. [18](#)
- Sparto, P. J., Jennings, J. R., Furman, J. M., and Redfern, M. S. (2014). Lateral step initiation behavior in older adults. *Gait & posture*, 39(2) :799–803. [16](#)
- Stel, V. S., Smit, J. H., Pluijm, S. M. E., and Lips, P. (2004). Consequences of falling in older men and women and risk factors for health service use and functional decline. *Age and Ageing*, 33(1) :58–65. [2](#)
- Thelen, D., Wojcik, L., Schultz, A., Ashton-Miller, J., and Alexander, N. (1997). Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *The Journals of Gerontology : Series A*, 52(1) :M8. [16](#)
- Tisserand, R. (2015). *Mécanismes du rattrapage de l'équilibre et évaluation du risque de chute chez une population âgée autonome*. PhD thesis, Lyon 1. [16](#)
- Vallée, P. and Robert, T. (2015). Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation : a numerical assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1) :2074–2075. [16](#), [18](#)
- Gladders, M., Boonstra, T. A., Schouten, A. C., and van der Kooij, H. (2015). Direct measurement of the intrinsic ankle stiffness during standing. *Journal of Biomechanics*, 48(7) :1258–1263. [4](#)
- Wieber, P. (2008). Viability and Predictive Control for Safe Locomotion. In *IEEE-RSJ International Conference on Intelligent Robots & Systems*. [7](#)
- Wieber, P.-B. (2002). On the stability of walking systems. In *Proceedings of the International Workshop on Humanoid and Human Friendly Robotics*. [7](#), [8](#)
- Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 3(4) :193–214. [15](#), [16](#)
- Winter, D. A., Prince, F., Frank, J. S., Powell, C., and Zabjek, K. F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, 75(6) :2334–2343. [15](#)
- World Health Organization (2008). WHO global report on falls prevention in older age. Technical report, Ageing and Life Course Unit - World Health Organization, Geneva, Switzerland. [2](#), [5](#)
- Yun, S., Goswami, A., and Sakagami, Y. (2009). Safe fall : Humanoid robot fall direction change through intelligent stepping and inertia shaping. In *2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 781–787. [17](#)



## Chapitre 2

# Régulation de l'équilibre au cours de la marche

*« Je méprise profondément ceux qui aiment marcher en rangs sur une musique : ce ne peut être que par erreur qu'ils ont reçu un cerveau; une moelle épinière leur suffirait amplement. »*

Albert Einstein, "The World As I See It"

### Sommaire

---

<b>2.1 Introduction</b> . . . . .	<b>24</b>
<b>2.2 Déplacement du centre de pression lors de l'initiation du pas : détection précoce du risque de chute chez les séniors</b> . . . . .	<b>25</b>
2.2.1 Contexte . . . . .	25
2.2.2 Etude des mécanismes d'allongement de la durée des phases d'ajustements posturaux anticipés (APA) . . . . .	26
2.2.3 Perspectives de recherche . . . . .	28
<b>2.3 Placement des pieds et régulation de l'équilibre latéral : maturation de la marche chez l'enfant</b> . . . . .	<b>30</b>
2.3.1 Contexte . . . . .	30
2.3.2 Maturation de la régulation de l'équilibre latéral au cours de la marche . . . . .	33
2.3.3 Bilan et perspectives recherches . . . . .	34
<b>2.4 Régulation du moment cinétique du corps complet</b> . . . . .	<b>36</b>
2.4.1 Contexte . . . . .	36
2.4.2 Synergies segmentaires régulant le moment cinétique au cours de la marche . . . . .	37
2.4.3 Bilan et perspectives de recherches . . . . .	39
<b>2.5 Références</b> . . . . .	<b>42</b>

---

## 2.1 Introduction

Le chapitre précédent a permis de présenter les principaux concepts concernant le contrôle de l'équilibre, en particulier les différents mécanismes de régulation. Dans ce chapitre, nous mettrons en œuvre ces notions en se focalisant sur *l'observation des mécanismes de régulation de l'équilibre au cours de la marche*.

La marche est en effet une activité primordiale : une altération de la marche, ou une difficulté à l'initier, représente un handicap énorme en terme de mobilité et d'indépendance des personnes. Or, le maintien de l'équilibre au cours de la marche est une contrainte majeure qui façonne notre façon de marcher. Cela nécessite une régulation fine de différents mécanismes qui peut s'avérer difficile à mettre en œuvre, en particulier pour les personnes présentant des déficits moteurs ou cérébraux. La marche est d'ailleurs une des activités, au cours de laquelle les personnes fragilisées tombent le plus, avec les conséquences évoquées au chapitre 1 (cf. section SubSec :enjeux) : un accroissement de la dépendance et de la fragilité des personnes et des coûts très importants pour le système de santé (Robinovitch et al., 2013).

Dans ce chapitre, nous reviendrons sur trois études, menées entre 2009 et 2016. Le choix de ces études permet de revenir sur trois mécanismes de régulation de l'équilibre (déplacement du CoP dans la BoS, modulation de la BoS en faisant un pas et régulation du moment cinétique) et de s'intéresser à trois populations différentes : les jeunes enfants, les jeunes adultes et les personnes âgées.

## 2.2 Déplacement du centre de pression lors de l'initiation du pas : détection précoce du risque de chute chez les séniors

### 2.2.1 Contexte

Comme indiqué au chapitre précédent, l'une des stratégies les plus efficace pour contrer une perturbation d'équilibre consiste à faire un pas de rattrapage (Maki and McIlroy, 1997; Rogers et al., 1996). Cependant, la mise en œuvre de cette stratégie est complexe, en particulier car :

1. elle implique une phase de simple appui au cours de laquelle la régulation de l'équilibre est relativement difficile puisque la BoS - et donc la marge de manœuvrabilité (cf. Chapitre 1 page 8) - sont extrêmement réduites;
2. il s'agit d'une stratégie "intermittente", efficace seulement une fois le pied posé (après quelques centaines de millisecondes, un délai relativement long pour le maintien de l'équilibre) et qui ne peut être modulée en continu : le placement du pied ne peut être modifié qu'à la marge une fois la phase d'envol entamée (Vlutters et al., 2018).

La phase de double appui précédant le pas a donc une importance capitale. Lors de cette phase, dite APA, le CoP - généralement initialement placé entre les deux pieds - doit être déplacé afin : 1) d'être sous le pied d'appui à l'instant de levé du pied d'envol; 2) de placer le corps dans un état qui permettra la réalisation du pas souhaité (position et durée du pas). Ces APA ont été largement décrits dans la littérature (par ex. Bouisset and Do, 2008, pour une revue). Schématiquement, lors de l'initiation d'un pas à partir d'un état d'équilibre quasi-statique, le CoP est d'abord reculé et décalé sous le pied qui va effectuer le pas (phase de chargement), afin de mettre le corps en mouvement vers le pied de support et vers l'avant. Il est ensuite ramené sous le pied de support, ce qui permet de décharger le pied qui va effectuer le pas et d'initier la phase d'envol. Si cette phase d'APA est un processus relativement automatique, elle n'est cependant pas invariante : elle est adaptée au contexte externe par le système nerveux central en fonction des capacités intrinsèques de la personne (McIlroy and Maki, 1993; Zettel et al., 2002). Le reste du pas et ses caractéristiques (longueur du pas et durée d'envol) sont aussi principalement déterminés par cette phase d'APA (Lyon and Day, 1997) (nous verrons plus loin dans ce chapitre qu'une régulation de l'équilibre lors des phases de simple support est cependant possible).

Un test de pas en temps de réaction avec choix (CSRT) (Lord and Fitzpatrick, 2001), est un test simple qui permet d'évaluer la capacité d'une personne à initier rapidement un pas : la personne doit effectuer un pas, le plus vite possible, sur l'une des cibles placées autour de lui (cf. Figure 2.1). Le temps nécessaire pour atteindre la cible est corrélé au risque de chute actuel (Lord and Fitzpatrick, 2001; Melzer et al., 2004; Tisserand, 2015) ou à venir (Pijnappels et al., 2010). Cette association entre les performances au CSRT et le risque de chute peut s'expliquer par les similitudes entre les ressources nécessaires à la réalisation du CSRT ou lors de situations de rattrapage : ressources attentionnelles et cognitives pour percevoir la consigne / la perturbation et choisir l'action motrice appropriée et ressources neuromusculaires pour la bonne mise en œuvre de cette action. Ce test - très simple à réaliser - ouvre donc une fenêtre intéressante dans l'étude des capacités des personnes à maintenir leur équilibre.

Ainsi, plusieurs études indiquent que la dégradation de la performance au CSRT, pour les personnes à plus fort risque de chute, provient principalement d'un allongement de la durée des APA (Luchies et al., 2002). Cependant, l'origine de cet allongement pourrait avoir différentes causes : augmentation du nombre d'erreurs d'APA (APA initialement orientés pour lever le mauvais pied, généralement suite à une mauvaise anticipation, voir figure 2.2) (Sparto et al., 2014), ralentissement de la vitesse du CoP, limitation de son excursion, etc. Et ces modifications pourraient elles aussi avoir plusieurs origines : physiques (réduction des capacités musculaires, en particulier au niveau des adducteurs de hanche (Johnson et al., 2004)), cognitives (réduction des capacités attentionnelles) ou psychologiques

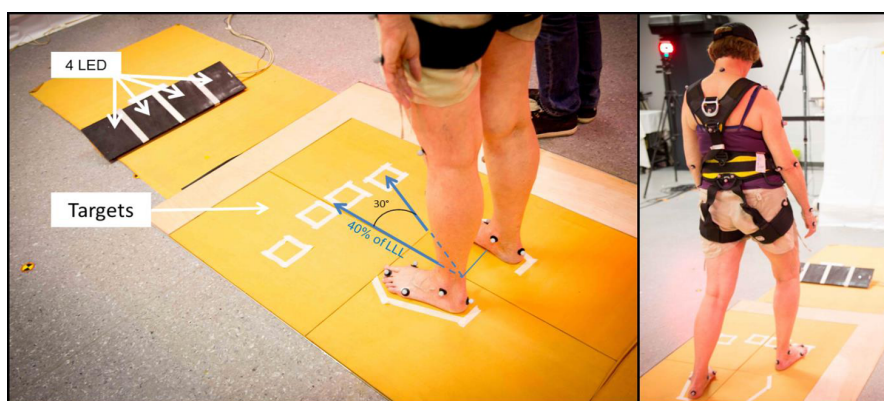


FIGURE 2.1 – Illustration du dispositif expérimental utilisé pour la réalisation d'un CSRT, avec le sujet en position initiale (les pieds parallèles dans les marques indiquées sur le sol, figure de gauche) et finale (un pied sur la cible indiquée par la LED illuminée, figure de droite). Ici quatre cibles sont utilisées (une centrale et une latérale pour chacun des deux pieds). La consigne donnée au sujet est "Lorsqu'une LED s'allume, allez poser le plus rapidement possible le pied correspondant sur la cible indiquée par la LED. Remarque : les marqueurs réfléchissants et le harnais installés sur le sujet ne sont pas nécessaires pour la réalisation d'un CSRT.

(augmentation de la peur de chuter). Il paraît donc intéressant d'étudier de plus près ces mécanismes de dégradation de la performance au CSRT pour mieux identifier et comprendre l'augmentation du risque de chute chez certaines personnes âgées non pathologiques.

## 2.2.2 Etude des mécanismes d'allongement de la durée des phases d'APA

Dans la thèse de Romain Tisserand, nous nous sommes donc intéressés à l'analyse des trajectoires du CoP au cours des APA, et à ses conséquences sur la stabilité à l'instant de lever du pied (FO), lors d'une tâche de CSRT pour des personnes âgées chuteuses et non-chuteuses (Tisserand et al., 2016a).

Quarante-quatre personnes âgées d'environ 75 ans ( $75 \pm 3.9$  ans) ont participé à cette étude. Deux groupes appariés ont été constitués : chuteurs, qui avaient subi au moins une chute au cours de l'année écoulée, vs. non-chuteurs. Les sujets ont réalisé 16 tests de CSRT, dans la configuration illustrée dans la Figure 2.1 : 4 répétitions pour chacune des 4 cibles dans un ordre et avec un délai aléatoire. La trajectoire du CoP (cf; Figure 2.2) ainsi que la durée des différentes phases du mouvement (temps de réaction initial, phases des APA, durée totale du test, ...) ont été estimés via la mesure des efforts au sol obtenue à l'aide de quatre plateformes d'effort. La trajectoire du CoM du corps a été estimée à l'aide de la mesure des trajectoires d'un ensemble de marqueurs réfléchissants et de régressions (Tisserand et al., 2016b). La stabilité au début de la phase de simple support a été estimée par la distance entre XCoM (cf. équation 2.2 dans la section 2.3) et les bords du pied d'appui à l'instant de levé du pied dans les deux directions privilégiées du pied (cf. Figure 2.2).

Les résultats obtenus confirment l'allongement de la durée des APA pour le groupe chuteur. La proportion d'essais avec une erreur d'APA est similaire entre les deux groupes (autour de 20 %) et n'explique pas l'allongement des APA. En revanche, les trajectoires du CoP révèlent des stratégies différentes entre les deux groupes (cf. Figure 2.3). Dans la direction AP, les chuteurs limitent le déplacement postérieur du CoP, ce qui a tendance à limiter l'excursion vers l'avant du XCoM et donc amène une moindre instabilité au début de la phase oscillante. Dans la direction médio-latérale, les trajectoires du CoP sont similaires en termes d'amplitude mais, les APA des chuteurs étant plus longues, cela a tendance à amener le XCoM plus proche du pied d'appui et ainsi à limiter l'instabilité au début

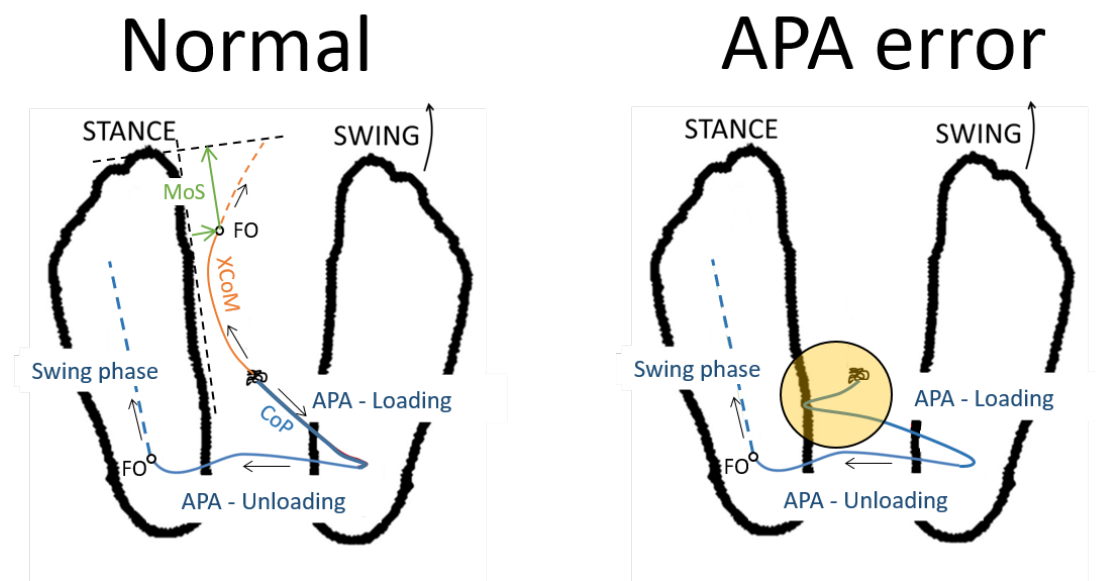


FIGURE 2.2 – APA lors de l'initiation d'un pas dans le cas normal (à gauche) ou avec erreur d'APA (à droite) : trajectoire du CoP et phases des APA en bleu, trajectoire du XCoM en orange et marge de stabilité au début de la phase de simple support (FO) en vert.

de la phase oscillante.

Cette étude montre ainsi que l'allongement de la durée de la tâche de CSRT chez les personnes chuteuses est associée à une diminution de l'instabilité au début de la phase oscillante. Ce résultat est intéressant car il confirme qu'une moindre capacité à réguler rapidement le CoP (ici lors des APA) est liée à un risque de chute accru. Cette étude a par ailleurs montré que les adaptations des APA chez les personnes chuteuses étaient associées avec une diminution de l'instabilité au début de la phase oscillante (au moins pour la population de cette étude, c-à-d des personnes âgées actives et sans pathologie neuromusculaire majeure). Cependant, elle ne permet pas de répondre complètement à la question des causes de ces adaptations :

1. augmentation de la peur de chuter des chuteurs, qui entraînerait une limitation des déséquilibres volontaires ;
2. diminution des capacités des groupes musculaires de la cheville qui limiterait la capacité à amener le CoP vers l'arrière des pieds (diminution de la base de support fonctionnelle) ou à le déplacer suffisamment rapidement. On peut cependant noter que les faiblesses musculaires classiquement reportées chez les personnes âgées sont plutôt localisées au niveau des adducteurs/abducteurs de hanche, en cause dans le mécanisme de chargement / déchargement à l'origine du déplacement du CoP dans la direction ML. Or les vitesses de déplacement dans cette direction n'étaient pas significativement différentes entre les deux groupes.
3. une réduction des capacités attentionnelles qui pourrait être associée à une limitation de la capacité à mettre en œuvre un programme moteur complexe.

Il est par ailleurs probable que les causes de ces adaptations soient multifactorielles et variables d'un individu à l'autre. Il conviendrait donc de poursuivre cette étude afin d'affiner le diagnostic.

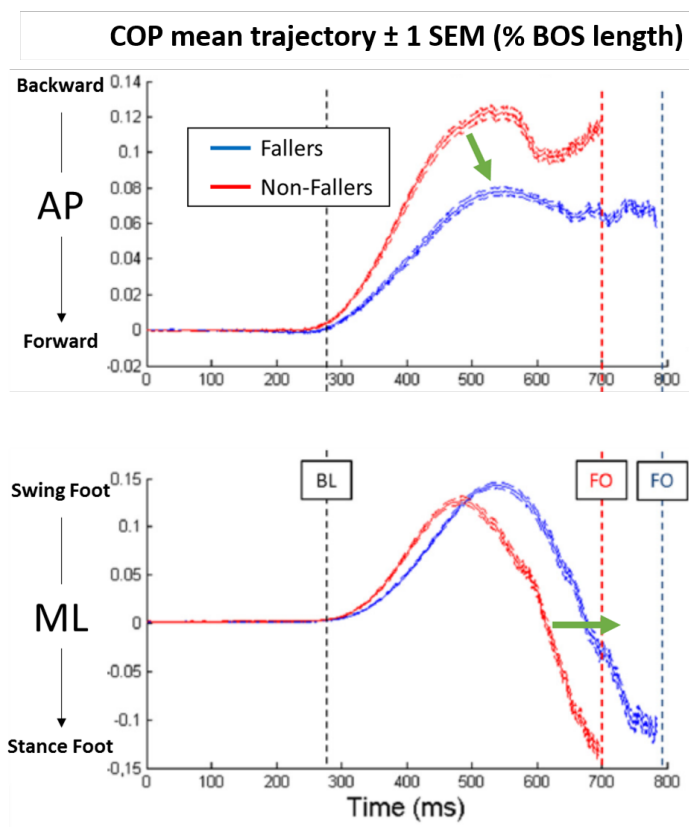


FIGURE 2.3 – Déplacement du CoP (moyenne  $\pm$  1 erreur type de la moyenne (SEM)) dans les directions AP et ML lors des APA observés pour les tâches de CSRT pour le groupe chuteur (bleu) et non-chuteur (rouge). Les déplacements sont exprimés en % de la longueur de la BoS dans la direction concernée.

### 2.2.3 Perspectives de recherche

Une perspective relativement prometteuse consisterait à combiner plusieurs variantes du test du CSRT afin d'isoler les principales ressources et capacités nécessaires à l'initiation d'un pas.

Par exemple, un test de réaction simple (CSRT avec une seule cible) permettrait de se focaliser sur les aspects moteurs. De même, l'utilisation de cibles plus latérales que dans notre étude, comme par exemple dans le test initial de [Lord and Fitzpatrick \(2001\)](#), permettrait de mieux différencier les mécanismes de régulation du CoP dans la direction AP (principalement lié aux groupes musculaires croisant la cheville) des mécanismes de chargement-déchargement (dûs aux abducteurs de hanche) ayant lieu dans la direction ML. Le CSRT pourrait aussi être utilisé pour évaluer les capacités attentionnelles, en particulier l'inhibition, en jouant sur une double-tâche ou sur les consignes : annulation de la tâche (GO/NO GO) pour tester l'inhibition pro ou rétroactive (travail en cours), utilisation d'une consigne plus ou moins congruente (test de STROOP), etc. La peur de chuter pourrait aussi être manipulée via l'environnement expérimental.

Cela permettrait tout d'abord d'évaluer quelles dégradations sont potentiellement reliées à la performance au test (et donc au risque de chute). De plus, la mise au point d'un protocole basé sur une combinaison de ces variantes de CSRT permettrait de dresser un profil des déficiences de la personne

afin : 1) de détecter au plus tôt un risque de chute accru ; 2) d'adapter au mieux sa prise en charge. Ces différentes variantes pourraient alors aussi servir de bases comme exercices de ré-entraînement. Ces pistes de recherche sont en cours d'évaluation, notamment en collaboration avec Pascal Chabaud, maître de conférence en neurophysiologie au Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité (LIBM).

La phase de mise au point de cette combinaison de variantes du CSRT reste relativement "amont" et pourra se faire sur de petites populations, comme dans cette étude. Cependant, son véritable intérêt ne pourra être évalué qu'au travers d'une campagne expérimentale de plus grande envergure, probablement multicentrique, et prospective (c-à-d sur des personnes non encore chuteuses).

Dans les deux cas (déploiement d'une campagne de grande envergure et utilisation pour du diagnostic et/ou du ré-entraînement), un intérêt majeur d'un test comme le CSRT est qu'il peut se réaliser à l'aide d'un dispositif très peu coûteux. Différentes variantes du test peuvent facilement être implémentées sur le même dispositif et le traitement des données, voir la génération d'un rapport, peut être rapide et automatique. La mise au point d'un tel dispositif bas-coût est donc l'une des pistes de travail logique. Dans ce sens, un prototype de tapis équipé de capteurs résistifs peu chers et géré à l'aide d'un micro-contrôleur de type Arduino a été développé via une collaboration avec Vincent Bonnet du LISSI (UPEC). Ce prototype est en cours de mise au point et d'évaluation (stage de Stéphane Klotz en collaboration avec Pascal Chabaud).

## 2.3 Placement des pieds et régulation de l'équilibre latéral : maturation de la marche chez l'enfant

### 2.3.1 Contexte

Comme indiqué dans le chapitre précédent, le mécanisme prépondérant du maintien de l'équilibre est le choix des points d'appui, en particulier le placement des pieds. Ceci est particulièrement vrai au cours de la marche bipède. De nombreuses études se sont focalisées sur ce lien placement des pieds / régulation de l'équilibre au cours de la marche. L'utilisation de modèles réductionnistes, comme les marcheurs passifs (McGeer, 1990), a permis de montrer que les propriétés géométriques et dynamiques d'un bipède anthropomorphe étaient suffisantes pour assurer une marche stable dans le plan sagittal (Kuo, 1999) : bien que les perturbations admissibles soient relativement faibles, il est possible de faire marcher un bipède sans mécanisme actif de régulation de l'équilibre dans le plan sagittal. En revanche, ces mêmes études montrent que les marcheurs bipèdes sont instables dans le plan frontal. Il y a donc besoin d'une régulation active<sup>1</sup> du placement des pieds dans la direction médio-latérale pour maintenir l'équilibre au cours de la marche.

Un cadre conceptuel intéressant pour étudier ce contrôle de l'équilibre dans le plan frontal via le placement des pieds (position et instant) a été proposé par Hof (2008). La première hypothèse revient à modéliser le corps par un pendule linéaire inversé; i.e. une masse ponctuelle évoluant à altitude constante  $z_0$  et dont le point de pivot est situé au CoP (cf. Figure 2.4). La dynamique de ce système peut donc s'écrire :

$$\mathbf{p} - \mathbf{c} = \frac{\ddot{\mathbf{c}}}{\omega_0^2} \quad (2.1)$$

avec  $\mathbf{p}$  et  $\mathbf{c}$  les vecteurs position au sol du CoP et CoM respectivement et  $\omega_0 = \sqrt{\frac{g}{h}}$  la pulsation du pendule.

Étant donné un état  $(\mathbf{c}, \dot{\mathbf{c}})$ , il existe une position particulière du CoP qui va amener le CoM à l'arrêt au dessus de ce point. Ce point virtuel nommé XCoM en biomécanique (Hof et al., 2005) et Capture Point (CP) en robotique (Pratt et al., 2006). Il est défini par :

$$\mathbf{x} = \mathbf{c} + \frac{\dot{\mathbf{c}}}{\omega_0} \quad (2.2)$$

avec  $\mathbf{x}$  le vecteur position du XCoM.

L'équation 2.2 montre que le vecteur vitesse du CoM  $\dot{\mathbf{c}}$  est proportionnel au vecteur  $\mathbf{x} - \mathbf{c}$  reliant le CoM et le XCoM, c-à-d. que le CoM tend à converger vers le XCoM (cf. Figure 2.4). Il s'agit d'un résultat important car il montre que ce système peut être contrôlé uniquement via la position du XCoM.

On peut alors s'intéresser au pilotage du XCoM. En considérant que le CoP reste à une position constante entre les instants  $t_0$  et  $t$ , on peut montrer que l'équation 2.2 peut s'écrire uniquement en fonction du CoP (Hof, 2008; Koolen et al., 2012) :

$$\mathbf{x}(t) = (\mathbf{x}(t_0) - \mathbf{p}) e^{\omega_0 t} + \mathbf{p} \quad (2.3)$$

L'équation 2.3 illustre le pilotage du XCoM par le placement relatif du CoP : le XCoM s'éloigne du CoP avec une vitesse exponentielle, et cette divergence est proportionnelle à la distance initiale entre le CoP et le XCoM. On a ainsi un système dont le CoM converge vers un point particulier, le XCoM, qui est piloté de manière relativement simple via la position du CoP.

Ce système est particulièrement intéressant pour étudier la régulation de l'équilibre dans le plan frontal au cours de la marche via l'instant et la position de pose des pieds. Dans le plan frontal, le

1. La notion de régulation active vs. passive se réfère ici au fait qu'il y ait besoin ou non d'un actionnement. Elle ne concerne pas la manière dont cet actionnement est contrôlé ou généré (boucle réflexe ou contrôle de plus haut niveau)

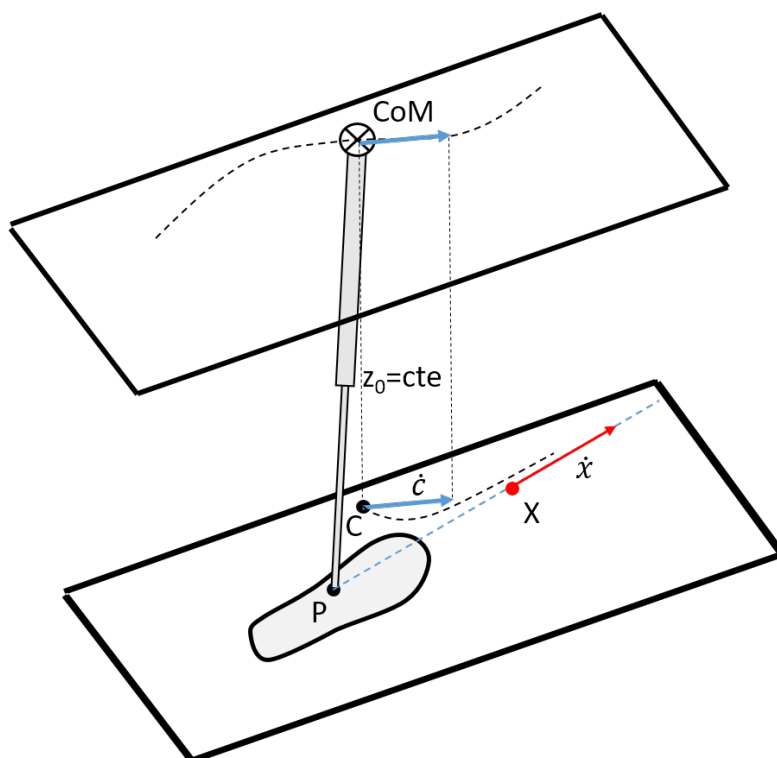


FIGURE 2.4 – Modèle de pendule linéaire inversé 3D. Le CoM navigue à une altitude constante  $z_0$  par rapport au sol. Le CoP P est situé dans la base de support (ici un pied). Le XCoM X est défini par la projection verticale du CoM au sol (point C) augmenté d'une proportion de la vitesse du CoM  $\dot{c}$ . Si P reste constant, X s'éloigne de P et sa vitesse  $\dot{x}$  est alignée avec la droite (PX). C se déplace à tout instant en direction de X et sa vitesse  $\dot{c}$  est alignée avec la droite (CX).

maintien de l'équilibre au cours de la marche peut être vu comme le maintien du XCoM entre les deux pieds en changeant successivement d'appui entre le pied droit et le pied gauche. En particulier, si l'on considère que le CoP reste à une position constante sous le pied selon l'axe médio-latéral (comme dans le cas de patins à glace par exemple), et que l'on néglige la régulation du moment cinétique, il apparaît qu'il n'y a pas de contrôle possible du système lors des phases de simple appui. Le système est en chute passive vers l'autre pied. Cette chute ne peut être enrayée que par la pose du pied opposé. Le même phénomène se produit dans la direction opposée pour la phase de simple appui suivante.

Lors de ces phases de "chute", la dynamique du système est décrite par les équations 2.2 et 2.3 et est donc entièrement déterminée par son état initial  $\mathbf{x}(t_0) - \mathbf{p}$  avec  $t_0$  l'instant de début du simple support et  $\mathbf{p}$  la position supposée constante du CoP. La composante ML de ce vecteur au début de la phase de simple support (lever du pied opposé) apparaît donc comme un paramètre critique caractérisant le maintien d'équilibre dans le plan frontal au cours de la marche en ligne droite. Cette composante, que l'on impose positive si le XCoM est médial par rapport au CoP et négative sinon, a été nommée "marge de stabilité" par Hof et al. (2007), et souvent notée  $b$ . Cette dénomination est probablement source de confusion (cf. chapitre 1 page 8). Elle provient du fait que si  $b$  est négative, la seule façon de maintenir l'équilibre pour le modèle considéré (pas de régulation du CoP dans la BoS ni de régulation du moment cinétique et pas d'autres appuis que les pieds sur un sol plan) est de réaliser

un pas croisé, ce qui est considéré comme une perte d'équilibre vis-à-vis de la tâche de marche. De même, une valeur faible de  $b$  indique une plus grande probabilité de survenue d'un déséquilibre en cas de perturbation. Cependant, une valeur importante de  $b$  est aussi problématique : elle implique une divergence importante du XCoM vers l'autre pied, qui ne peut être compensée que par une augmentation de la largeur de pas et/ou une diminution de la durée de la phase de simple appui, c-a-d par une dégradation de l'efficacité de la marche. Ce principe peut être illustré sur la figure 2.5 où, par simplicité, les phases de double support ont été négligées. Ainsi, si le terme "marge de stabilité" n'est peut être pas le plus judicieux, l'analyse de cette métrique  $b$  est particulièrement pertinente pour étudier la régulation de l'équilibre dans la direction ML via le placement des pieds.

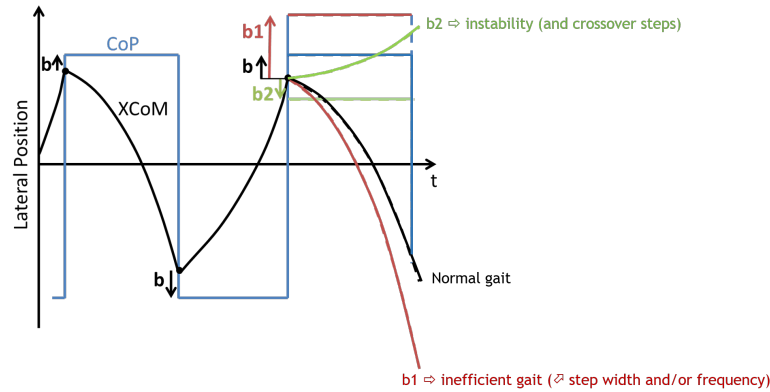


FIGURE 2.5 – Illustration des mouvements relatifs du XCoM (noir) et du CoP (bleu) dans la direction medio-latérale au cours de la marche pour un pendule linéaire inversé, en ne considérant que les phases de simple support et en considérant que le CoP reste à une position constante sous le pied au cours de la phase d'appui. Le CoP suit alors une fonction créneau correspondant à la largeur des pas. Le XCoM diverge du CoP de manière exponentielle en fonction du temps et proportionnelle à la "marge de stabilité"  $b$  (distance CoP-XCoM au début de la phase de double support, cf. l'équation 2.3). Le dernier pas illustre les conséquences d'un mauvais ajustement de cette marge : pas très large (ou plus rapide) si elle est trop grande (cas  $b_1$  en rouge) ou pas croisé si celle-ci est négative (cas  $b_2$  en vert).

Bien que très simplifiée, cette représentation de la gestion de l'équilibre au cours de la marche s'avère relativement réaliste (cf. la comparaison entre la figure "théorique" 2.5 et les enregistrements réels de la Figure 2.6 par exemple). Elle a permis d'analyser différents phénomènes, tels que la manipulation des longueurs/largeurs de pas (McAndrew Young et al., 2012) ou la régulation de l'équilibre chez des sujets amputés transfémoraux (Hof et al., 2007). Cependant, cette approche n'a jamais été appliquée à l'étude des phénomènes de maturation de la marche chez l'enfant et l'adolescent, c-à-d. son évolution entre les débuts de la marche bipède entre 10 et 15 mois et l'obtention d'une marche caractéristique d'un adulte au début de l'adolescence (Samson et al., 2013; Sutherland, 1997). Or, cette maturation a été caractérisée, entre autres, par l'évolution de paramètres spatio-temporels des pas (largeur, durée, durée des doubles supports, etc.) directement reliés à la notion de "marge de stabilité" décrite dans les paragraphes précédents (Sutherland, 1997). De plus, s'il est communément établi que cette maturation va de paire avec une meilleure gestion de l'équilibre, cet aspect n'a été que peu étudié et uniquement sur les questions de contrôles bas niveaux (Ivanenko et al., 2005; Shumway-Cook and Woollacott, 1985) ou via la variabilité de la marche et la théorie des systèmes dynamiques (cf. paragraphe sur la stabilité page 8) (Bisi et al., 2014). De fait, il est apparu logique d'étudier la maturation de la marche en s'intéressant à l'évolution de la gestion de l'équilibre avec l'âge, en utilisant une approche plus mécanicienne, et de faire le lien avec la maturation des paramètres spatio-temporels

(largeur/durée des phases de marche).

### 2.3.2 Maturation de la régulation de l'équilibre latéral au cours de la marche

Dans le cadre d'une collaboration avec l'université d'Anvers, nous avons analysé rétrospectivement deux jeux de données acquis entre 2002 et 2012 à Anvers et à Lyon (Hallemans et al., 2017). Dans les deux cas, des enfants étaient équipés de marqueurs réfléchissants placés sur des points anatomiques particuliers. Il leur était demandé (ou ils étaient incités pour les plus jeunes) de marcher quelques mètres pieds nus et en ligne droite. Des plateformes d'efforts permettaient d'enregistrer le torseur des efforts de réaction du sol sur les pieds. Les passages comportant deux foulées consécutives pour lesquels l'ensemble des marqueurs et des torseurs d'effort ont été mesurés sur au moins deux pas consécutifs (une foulée) ont été conservés. Au total, près de 400 passages provenant de 84 enfants âgés entre 1 an et 10 ans et 8 mois (age moyen  $4.7 \pm 2.7$  ans) ont été analysés.

Les paramètres spatio-temporels des pas ont été estimés à partir des trajectoires des marqueurs placés sur les malléoles et des efforts de réaction mesurés par les plateformes. La trajectoire du CoM du corps complet a été estimée à partir des trajectoires des marqueurs réfléchissants et de tables anthropométriques dédiées (Harrington et al., 2007; Jensen, 1989). Le XCoM a ensuite été calculé en dérivant cette trajectoire et en utilisant la formule 2.2. La trajectoire du CoP est directement estimée à partir des torseurs de réaction au sol. Les "marges de stabilité"  $b$  ont été calculées à l'instant de levé du pied. La figure 2.6 illustre ces résultats pour un passage typique. L'ensemble de ces données sont ensuite normalisées par la longueur de jambe (ajout d'un indice % dans la notation) pour s'affranchir des effets anthropométriques.

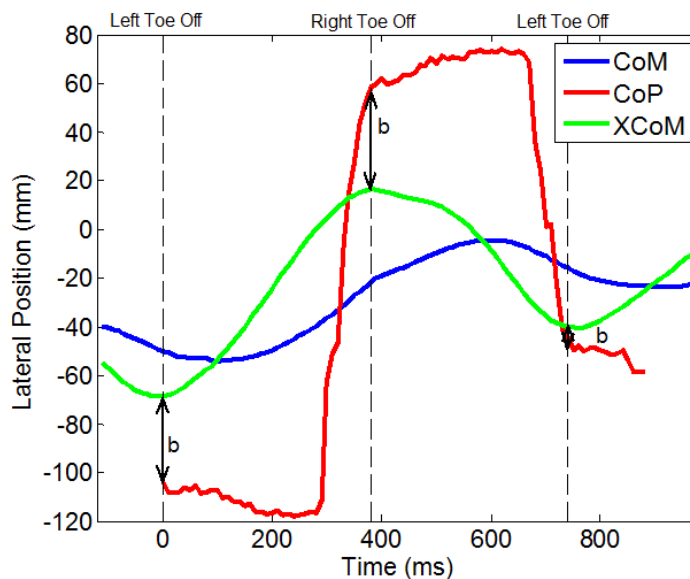


FIGURE 2.6 – Trajectoires dans le plan horizontal du CoM, XCoM et CoP pour un passage représentatif et les "marges de stabilité"  $b$  aux trois instants de levé du pied ("toe-off"). On peut remarquer que ces données expérimentales obtenues chez un enfant sont très similaires à celles des adultes (Hof et al., 2005) et au modèle théorique (cf. figure 2.5).

L'analyse de ces données permet de faire ressortir trois principaux résultats :

1. la relation entre  $b_{\%}$  et les paramètres spatiotemporels des pas :  $b_{\%}$  est positivement corrélé à la largeur de pas (Spearman Rank corrélation coefficient  $\rho = 0.757$ ,  $p < 0.01$ ) et négativement à la durée de la phase de simple appui ( $\rho = -0.659$ ,  $p < 0.01$ ). Autrement dit, comme prédit par le modèle simplifié de Hof (2008) présenté ci-dessus, plus la "marge de stabilité" est grande, plus les pas doivent être larges et la phase de simple appui courte. Il est intéressant de montrer que cette relation tient sur une grande variété de marches (gamme de variation de  $b_{\%}$  assez large).
2. la marge  $b_{\%}$  tend à se réduire avec l'âge ( $\rho = -0.659$ ,  $p < 0.01$ ). Les résultats sont illustrés sur la figure 2.7. Cette tendance à décroître est nette à partir de trois ans. Celle-ci pourrait s'expliquer par un meilleur contrôle du placement des pieds (position et timing) qui permettrait un ajustement plus fin (une réduction) de cette marge et donc une marche plus efficace. Une autre piste, qui mériterait d'être étudiée spécifiquement, serait que d'autres mécanismes de régulation de l'équilibre (régulation du CoP sous le pied d'appui, régulation des forces horizontales) soient progressivement mis en place et utilisés avec l'âge (voir ci-dessous). En revanche, il semble qu'il y ait une tendance opposée dans les deux premières années (augmentation de  $b_{\%}$ ). Cette tendance n'est pas confirmée statistiquement.
3. à l'âge de 10 ans, la marge  $b_{\%}$  est quasiment identique à celle observée chez des adultes sains Hof et al. (2007) : 1.4% pour des adultes sains à comparer au 1.8% pour les enfants âgés entre 10 et 11 ans. Par comparaison, les marges observées avant 8 ans sont plus grandes que celles d'adultes amputés transfémoraux (2.4% du côté prothétique). Sur cet aspect de la marche, la maturité semble donc atteinte relativement tard, vers l'âge de 10 ans. Ces résultats sont à considérer avec prudence étant donnée la très grande variabilité des données sur les enfants.

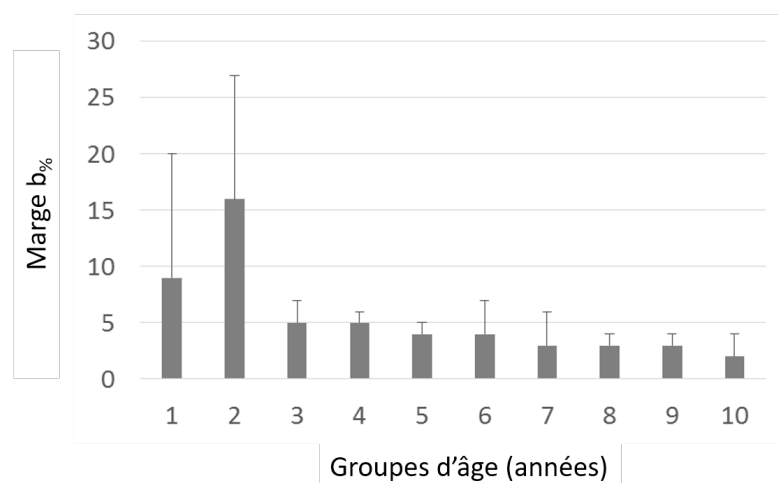


FIGURE 2.7 – Médiane et écart interquartile de la marge  $b_{\%}$  par groupe d'âge. On peut noter une tendance nette à décroître à partir de 3 ans.

### 2.3.3 Bilan et perspectives recherches

Cette étude rétrospective, menée sur deux jeux de données acquis indépendamment, présente nécessairement un certain nombre de limitations méthodologiques. En particulier, le fait de ne travailler que sur quelques pas par enfants (pas plus d'une dizaine) est un facteur limitant étant donnée la grande variabilité de la marge de stabilité en général (par comparaison, Hof et al. (2007) analysait

environ 150 pas par sujet), et celle des enfants en particulier. D'autres aspects mériteraient d'être affirmés, comme la méthode d'estimation du CoM.

Néanmoins, cette étude apporte des résultats intéressants. Tout d'abord, ils démontrent la pertinence du cadre d'étude proposé par Hof et al. (2005, 2007) pour analyser la régulation de l'équilibre au cours de la marche via le placement des pieds. En effet, cette approche nous permet d'observer l'évolution de ce mécanisme lors de la maturation de la marche chez l'enfant à l'aide d'une métrique (la "marge de stabilité"  $b$ ) qui possède une forte validité de construit. Cette validité se confirme au travers des résultats de l'étude : les relations entre l'évolution de la marge  $b$  et l'évolution des paramètres spatio-temporels (largeur des pas, durée de la phase d'envol) prédites par la dynamique du modèle (cf. équation 2.3) sont confirmées expérimentalement.

Cependant cette approche mériterait d'être étendue. En particulier, il serait important de prendre en compte les autres mécanismes de régulation de l'équilibre qui peuvent intervenir au cours de la marche : la régulation du CoP sous le pied d'appui et éventuellement la modulation du moment cinétique. Ces stratégies peuvent permettre de compenser d'éventuelles erreurs de placement de pied. Il serait ainsi possible de prendre plus de "risques" dans le placement des pieds (réduire la marge  $b$ ) afin d'obtenir une marche plus efficace. Ce phénomène a été brièvement illustré chez des amputés transfémoraux (Hof et al., 2007) : l'absence de ce mécanisme de régulation du CoP du côté prothétique engendre une augmentation de la marge  $b$ . En revanche, le lien entre la stabilité de la marche et la régulation du moment cinétique n'a, à notre connaissance, pas été menée. Les premiers résultats sur la régulation du moment cinétique dans le plan frontal (cf. paragraphe 2.4 et la Figure 2.9) semblent indiquer que, chez l'adulte sain, cette stratégie n'est pas beaucoup utilisée en simple appui. L'analyse mériterait cependant d'être menée sur des marches plus atypiques : marche plus instable du fait de contraintes sur la base de support par exemple ou pour des populations (amputés, enfants, etc.) qui ne possèdent pas forcément une aussi bonne maîtrise du placement des pieds et de la régulation du CoP.

Cette analyse de la stabilité via les trois principales stratégies de régulation de l'équilibre serait particulièrement intéressante à mener chez l'enfant. En effet, les mécanismes de régulation sont associés à différentes articulations (la cheville pour la régulation du CoP, la hanche et le haut du corps pour la régulation du moment cinétique) et il a été montré que la maturation de la marche intervient à des âges différents selon les articulations (Samson et al., 2013) : autour de 4 ans pour les couples et puissances articulaires de la cheville, autour de 7 ans pour la hanche. Il serait donc intéressant d'étudier l'évolution avec l'âge des différents mécanismes de régulation de l'équilibre au cours de la marche. Il serait aussi intéressant de voir l'influence de différents appareillages orthopédiques sur cette gestion de l'équilibre. Une collaboration est actuellement en cours sur ces questions avec l'université technologique du Queensland (QUT) : l'objectif est d'analyser a posteriori la régulation de l'équilibre latéral au cours de la marche pour une population d'amputés transfémoraux ayant une prothèse ostéo-intégrée (sans emboiture) ce qui leur procure, en principe, un meilleur contrôle de la prothèse. Les premiers résultats issus du master de Vincent Gibeaux seront présentés cet automne (Gibeaux et al., 2019).

## 2.4 Régulation du moment cinétique du corps complet

### 2.4.1 Contexte

Comme indiqué au chapitre précédent (cf. définition de l'équilibre au paragraphe 1.2.2), le maintien de l'équilibre est associé au contrôle du **moment dynamique du corps complet (Whole Body Angular Momentum - WBAM)**. Plusieurs études ont montré que le WBAM restait faible et très répétable au cours de la marche (Bennett et al., 2010; Herr and Popovic, 2008). Elles concluent que le WBAM est finement régulé au cours de la marche. Or, comme indiqué au chapitre précédent (cf. section 1.3), le WBAM n'est pas une variable directement actionnée. Il résulte de la mise en mouvement des différents segments du corps. Son contrôle apparaît donc comme un problème complexe. Ceci est d'autant plus vrai pour l'activité de marche, où les conditions d'appui - et donc la contrôlabilité de l'équilibre - varient radicalement au cours du cycle (passage entre simple appui et double support).

Un cadre conceptuel a été proposé en contrôle moteur pour étudier ce type de problème, classique dans le mouvement humain, de contrôle d'une variable physiologique par un ensemble redondant de variables actionnées au cours de gestes répétables (typiquement une succession de cycles de marche). Il s'agit de l'étude des synergies au travers du concept d'**Uncontrolled Manifold (UCM)** (Latash et al., 2007). Ce cadre propose que le contrôle repose sur deux principes :

1. une réduction de la dimension du problème pour en limiter la complexité. Il a été montré pour un grand nombre de mouvements humain et animal, et pour différents niveaux d'analyse (cinématique ou dynamique), que les variables actionnées co-varient au cours du mouvement afin de constituer un sous-ensemble de variables élémentaires indépendantes. Ces regroupements de variables actionnées en variables élémentaires sont parfois appelés "primitives", "modes" ou "synergies". *Remarque : le dernier terme pouvant prêter à confusion avec la notion de synergies développée ci-dessous.* Par exemple, le fait que la cinématique des membres inférieurs au cours de diverses activités de marche peut être décrite par un petit nombre de primitives est un résultat classique (p. ex. Borghese et al., 1996; Ivanenko et al., 2008). L'extension de ce résultat au **moment dynamique segmentaire (Segmental Angular Momentum - SAM)** est plus récent (Bennett et al., 2010; Herr and Popovic, 2008; Popovic et al., 2004). Ces regroupements permettent de réduire la dimension du problème de contrôle, mais il reste généralement une redondance des variables élémentaires ("elemental variable" - EV) par rapport à la variable d'intérêt ("performance variable" - PV), c-à-d. qu'il existe une infinité de combinaisons de EV produisant une même valeur pour la PV.
2. une mise à profit de la redondance du système. Une valeur de la PV peut être obtenue par un ensemble de combinaisons de valeurs des EV. Ces combinaisons définissent un sous-ensemble de l'espace des variables élémentaires nommé (UCM). Ainsi, pour obtenir une valeur de PV, le système nerveux central peut soit imposer les valeurs des EV, ce qui est une forme de contrôle relativement rigide et coûteuse, soit plus simplement les laisser varier à l'intérieur de l'UCM. Ce dernier choix simplifie le contrôle et lui donne beaucoup de flexibilité pour pouvoir effectuer d'autres tâches. On parle alors de synergies, au sens où les EV fonctionnent de manière coordonnée pour produire un meilleur résultat que si elles avaient fonctionné de manière indépendante. *Le terme synergie a ici un sens plus fort que celui qui lui est parfois attribué pour désigner une simple co-variation des EV (voir paragraphe précédent).* Ce type de résultat peut donc être interprété comme le fait que la PV est une variable particulièrement importante dans la tâche étudiée et que le CNS a mis en place un contrôle particulier de cette variable.

Ce cadre a été largement utilisé pour étudier le mouvement humain. On peut citer la régulation de l'équilibre postural (p. ex. la régulation du CoP ou de l'orientation de la résultante des efforts de contact, (Robert et al., 2008)), de l'équilibre au cours de la marche (paramètres spatio-temporels des pas (Dingwell et al., 2010) ou la cinématique de différents segments (Black et al., 2007; Krishnan et al.,

2013; Rosenblatt et al., 2013)). La régulation du WBAM n'a en revanche que très rarement été étudiée (Maldonado et al., 2018), alors qu'il s'agit d'un paramètre critique, en particulier au cours de la marche où il apparait finement régulé et où sa contrôlabilité varie très fortement au cours du cycle avec les changements de configurations d'appuis.

## 2.4.2 Synergies segmentaires régulant le moment cinétique au cours de la marche

Cette question de la régulation du WBAM lors de la marche a été abordée lors de ma mobilité à l'Université de Virginie en 2008 (Robert et al., 2009). Nous nous sommes plus particulièrement intéressés à l'analyse des synergies segmentaires par l'approche UCM et à leur variation au cours du cycle de marche.

Nous avons analysé la cinématique de sept sujets volontaires, d'âge et d'anthropométrie moyens (19-55 ans, 1.75-1.94 m), marchant à leur vitesse de confort sur un tapis roulant pendant 10 mn. Durant cette période, les trajectoires de 36 marqueurs placés sur le corps ont été collectées pendant cinq périodes de 5 foulées consécutives. Ces trajectoires ont ensuite été utilisées en entrée d'une procédure d'optimisation cinématique multicorps (Multibody kinematics optimization) du plug-in LifeMod du logiciel MSC Adams, ce qui a permis de déterminer la cinématique et les propriétés inertielles des 17 segments du corps. Le moment cinétique de ces segments (SAM) a ensuite été calculé par rapport au CoM global du corps à chaque instant du cycle. Le WBAM a été calculé comme la somme de ces WBAM. Les composantes de ces moments ont été normalisées par la masse, la taille et la vitesse de marche des sujets et rééchantillonnées sur 101 instants (0-100%).

Les résultats obtenus sont caractéristiques de ceux déjà décrits pour la marche (Bennett et al., 2010; Herr and Popovic, 2008) : des valeurs de WBAM faibles, très répétables entre les essais, avec des patrons qui se répètent tous les cycles dans les plans frontal et horizontal et deux fois par cycles pour le plan sagittal (cf. figure 2.8).

Pour chaque axe, une analyse en composantes principales a permis de regrouper les WBAM en 5 composantes (5 variables élémentaires), qui représentent entre 96 et 99% de la variance totale selon l'axe :

$$\mathbf{L} = \mathbf{PC} \times \mathbf{M} \quad (2.4)$$

avec  $\mathbf{L}$  le vecteur des WBAM ( $17 \times 1$ ),  $\mathbf{PC}$  la matrice contenant les vecteurs orthogonaux représentant les 5 premières composantes principales ( $17 \times 5$ ), constante pour tous les instants et essais, et  $\mathbf{M}$  le vecteur des amplitudes de ces 5 composantes principales ( $5 \times 1$ ), représentant les variables élémentaires pour la suite de l'étude.

Le WBAM peut alors être calculé à partir des variables élémentaires :

$$\mathbf{L}_{\text{WB}} = \mathbf{J} \times \mathbf{M} \quad (2.5)$$

où  $\mathbf{J}$  est la matrice jacobienne (ici un vecteur ( $5 \times 1$ )) obtenue à partir des composantes :

$$J_j = \sum_{i=1}^{17} PC_{ij}, \quad j = 1 : 5 \quad (2.6)$$

La variance totale inter-essais  $V_{\text{TOT}}$  dans l'espace des variables élémentaires (le vecteur  $\mathbf{M}$ ) a alors été calculée aux différents instants du cycle (tous les 5%).

Cette variance totale  $V_{\text{TOT}}$  peut alors être projetée dans deux sous-espace orthogonaux :  $V_{\text{UCM}}$  la variance dans l'espace nul de la jacobienne (UCM) qui n'affecte pas la valeur du WBAM, et  $V_{\text{ORT}}$  la variance dans l'espace complémentaire orthogonal à l'UCM. Afin d'être comparée entre elles, ces variances sont normalisées par le degré de liberté de chacun de ces sous-ensembles (5, 4 et 1 respectivement).

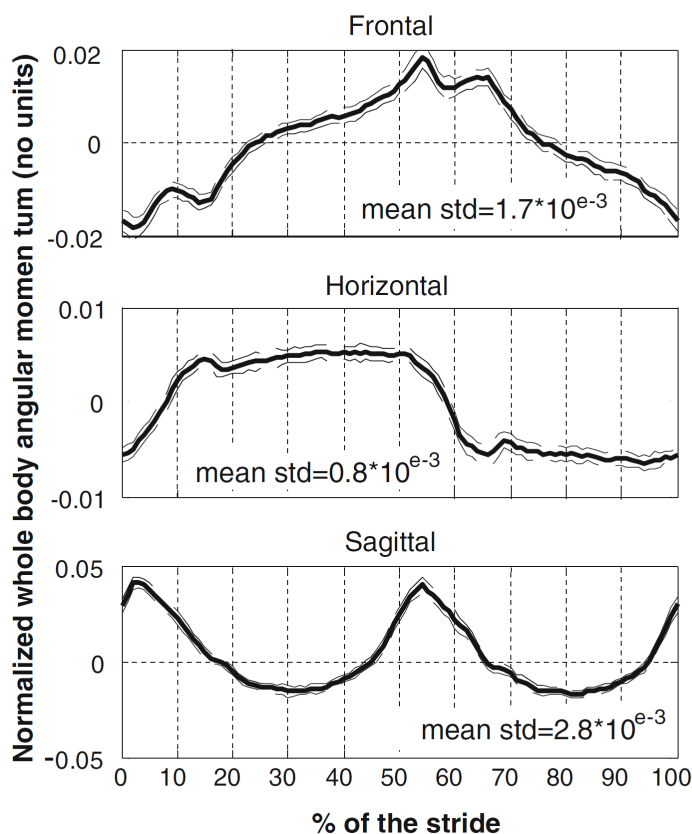


FIGURE 2.8 – WBAM au cours d'un cycle de marche (entre deux posés de talon du même pied) normalisé par la masse, la taille et la vitesse de marche, pour un sujet typique et projeté dans les 3 plans (composante selon la perpendiculaire au plan) : moyenne (trait plein)  $\pm$  1 écart type (traits pointillés). Les patrons obtenus sont typiques de ceux décrits dans la littérature.

Ces variances peuvent alors être comparées via un "indice de synergie"  $\Delta V$  :

$$\Delta V = \frac{V_{UCM} - V_{ORT}}{V_{TOT}} \quad (2.7)$$

Une valeur positive de cet indice indique une structuration de la variance se trouvant principalement dans l'UCM, c-à-d. qu'il y a une synergie des WBAM afin de garantir une valeur particulière et répétable d'un essai à l'autre du WBAM. Si cet indice est proche de zéro, alors la variance n'a pas de structure particulière, et il n'y a pas de contrôle spécifique du WBAM. Enfin, une valeur significativement négative de cet indice indique qu'il y a bien une organisation de la variance qui, cette fois-ci, tend à favoriser les variations de valeur du WBAM.

La figure 2.9 illustre l'évolution de cet indice de synergie  $\Delta V$  au cours du cycle de marche pour les trois plans. On peut notamment remarquer les valeurs négatives de cet indice lors des phases de double support pour les plans frontal et sagittal, et ses valeurs fortement positives en simple appui dans le plan sagittal.

Ces résultats illustrent donc qu'il y a une synergie entre les WBAM qui permet de limiter, ou aug-

menter, la variabilité du WBAM d'un cycle de marche à l'autre. Ce résultat est notamment le signe que le WBAM est une variable importante pour le système nerveux central, et qu'une régulation spécifique de cette variable est mise en place au cours du cycle de marche, au moins dans les plans frontaux et sagittaux.

De manière intéressante, la nature de cette régulation diffère entre les phases du cycle de marche : l'indice de synergie est positif lors du simple support dans le plan sagittal, indiquant une stabilisation du WBAM d'un cycle à l'autre. En revanche, cet indice est négatif lors des phases de double support pour les plans sagittal et frontal. Cette réorganisation de la variance peut être interprétée comme une manière de faciliter les variations du WBAM (Olafsdottir et al., 2008). Une analyse plus fine de l'évolution des variances  $V_{ORT}$  et  $V_{UCM}$  montre de plus que l'indice de synergie  $\Delta V$  devient négatif principalement du fait d'une augmentation de  $V_{ORT}$  (la variance qui impacte le WBAM). De plus, une analyse des cycles consécutifs (Detrended Fluctuation Analysis (Jordan et al., 2009; Peng et al., 1992)) montre que cette variance  $V_{ORT}$  est une série "anti-persistante" : une déviation dans un sens lors d'un cycle a plus de chance d'être suivie d'une déviation dans l'autre sens au cycle suivant. Ces résultats indiquent que ce contrôle particulier ("anti-synergie") mis en œuvre par le système nerveux central tend donc à ajuster le WBAM d'un cycle à l'autre. Il n'est pas surprenant de noter que cet ajustement ait lieu lors des phases de double support, c-à-d. lorsque la stabilité et la contrôlabilité du système sont maximales.

Il peut aussi être intéressant de revenir sur le fait que ces résultats diffèrent selon les plans étudiés. En particulier, les anti-synergies ( $\Delta V < 0$ ) typiques d'un contrôle du WBAM d'un cycle à l'autre sont observées dans le plan frontal et sagittal mais pas dans le plan horizontal. Un lien direct est à établir avec le maintien de l'équilibre, qui nécessite un contrôle du WBAM dans le plan frontal et le plan sagittal uniquement. Le plan horizontal n'est pas concerné. Il semblerait donc que cette organisation particulière du contrôle du WBAM sous forme d'anti-synergies lors des phases de double support soit directement lié au maintien de l'équilibre.

### 2.4.3 Bilan et perspectives de recherches

Pour résumer, il ressort de cette étude que le WBAM est une variable d'importance au cours de la marche pour laquelle le système nerveux central met en place une régulation particulière. En simple support, les synergies segmentaires permettent de "stabiliser" le WBAM dans le plan sagittal pour reproduire un patron typique. En revanche, la présence d'anti-synergies lors des phases de double support permet un ajustement du WBAM d'un cycle à l'autre. Cette régulation est à rapprocher du contrôle de l'équilibre. Ce dernier se ferait donc de manière intermittente, lors des phases de double support, c'est-à-dire lorsque les conditions mécaniques sont les plus favorables.

Cette analyse des synergies a ainsi permis de mettre en lumière les mécanismes de contrôle d'une variable cruciale pour l'équilibre : le moment cinétique du corps complet. Elle ouvre plusieurs pistes de recherche, notamment l'étude de différentes populations et des autres mécanismes de régulation de l'équilibre au cours de la marche.

Une première perspective consiste à étudier la régulation du CoP par les actions musculaires. Les synergies musculaires visant à contrôler la position du CoP ont été décrites pour des activités posturales (p.ex. Danna-Dos-Santos et al., 2007; Robert et al., 2008). Il serait intéressant d'étendre ces résultats sur l'activité de marche, en particulier pour étudier l'évolution de ce contrôle au cours du cycle de marche. Cette étude pose cependant une difficulté méthodologique : comment faire le lien entre les variables élémentaires (activations ou efforts musculaires) et la variable de performance (position du CoP) au cours de la marche. Ce lien avait pu être établi pour l'étude de la posture via une phase de calibration statique (voir les références citées ci-dessus). Cependant cette approche est délicate pour la marche puisque le lien entre activations/efforts musculaires et position du CoP varie - notamment - avec la posture et la vitesse de marche. Une approche alternative consisterait à passer par l'utilisation d'un modèle musculo-squelettique pour établir le lien entre activations/efforts musculaires et leurs

effets sur le déplacement du CoP, comme proposé par [Moissenet and Dumas \(2017\)](#).

Dans la même lignée, il serait intéressant de s'intéresser à la régulation de l'équilibre dans le plan frontal via le placement des pieds. Il s'agit de la suite logique de l'étude présentée dans la section 2.3. Cette régulation du placement des pieds a déjà été étudiée dans la direction AP : les travaux de [Dingwell et al. \(2010\)](#) s'intéressent à la variabilité entre longueur et durée des pas afin de réguler la vitesse de marche sur un tapis roulant. De même, quelques études se sont intéressées à la régulation de la trajectoire du pied d'envol ([Krishnan et al., 2013](#); [Rosenblatt et al., 2013](#)), sans pour autant faire un lien direct avec la régulation de l'équilibre. Ainsi, une étude se penchant sur la régulation de l'équilibre dans le plan frontal (par exemple la marge de stabilité décrite dans la section 2.3 ci-dessus) via les instants et positions de placement de pied serait particulièrement intéressante. Une étude de [Rosenblatt et al. \(2012\)](#) semble en effet indiquer que la marge de stabilité (décrite dans la section 2.3 ci-dessus) est relativement insensible aux variations de largeur de pas. Une analyse utilisant le cadre de l'UCM décrit dans cette section permettrait de vérifier si cette marge de stabilité est en effet une variable d'intérêt régulée par le contrôleur et si sa régulation se fait par le biais de synergies entre largeur et durée des pas.

Enfin, il serait évidemment intéressant d'étendre ces études à d'autres populations et d'autres conditions de marche (p.ex. marche sur une poutre étroite) pour étudier l'évolution de cette régulation : constitution des regroupements de variables, indice de synergie, etc. Deux population en particulier pourraient être ciblées : les personnes âgées pour voir si une évolution des synergies pourrait être un marqueur d'une augmentation du risque de chute et les amputés transtibiaux ou transfémoraux qui ont perdu, du côté lésé, la capacité à réguler le CoP, et qui pourraient compenser via la régulation du WBAM.

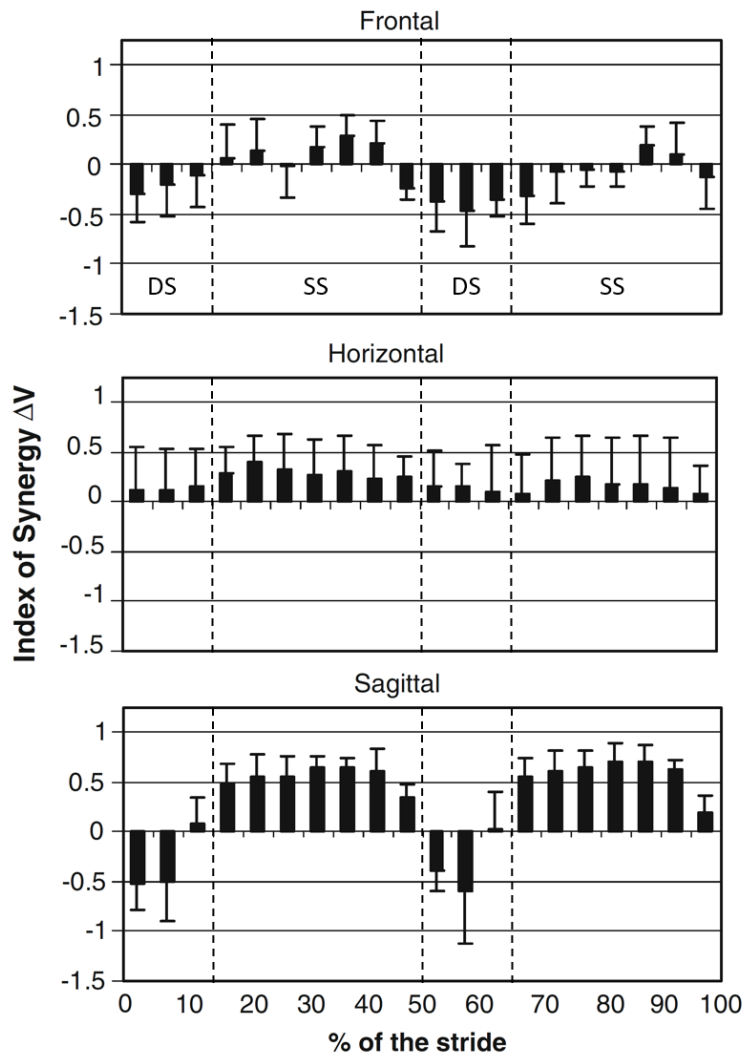


FIGURE 2.9 – Évolution de l'indice de synergie  $\Delta V$  au cours du cycle de marche pour les trois plans. On peut notamment remarquer les valeurs négatives de cet indice lors des phases de double appui (0-15% et 50-65% du cycle) pour les plans frontal et sagittal, et les valeurs positives en simple appui dans le plan sagittal.

## 2.5 Références

- Bennett, B. C., Russell, S. D., Sheth, P., and Abel, M. F. (2010). Angular momentum of walking at different speeds. *Human Movement Science*, 29 :114–124. [36](#), [37](#)
- Bisi, M. C., Riva, F., and Stagni, R. (2014). Measures of gait stability : performance on adults and toddlers at the beginning of independent walking. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1) :131. [32](#)
- Black, D. P., Smith, B. A., Wu, J., and Ulrich, B. D. (2007). Uncontrolled manifold analysis of segmental angle variability during walking : preadolescents with and without Down syndrome. *Experimental Brain Research*, 183(4) :511–521. [36](#)
- Borghese, N. A., Bianchi, L., and Lacquaniti, F. (1996). Kinematic determinants of human locomotion. *Journal of Physiology*, 494 ( Pt 3) :863–879. [36](#)
- Bouisset, S. and Do, M.-C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique*, 38(6) :345–362. [25](#)
- Danna-Dos-Santos, A., Slomka, K., Zatsiorsky, V. M., and Latash, M. L. (2007). Muscle modes and synergies during voluntary body sway. *Experimental Brain Research*, 179(4) :533–550. [39](#)
- Dingwell, J. B., John, J., and Cusumano, J. P. (2010). Do Humans Optimally Exploit Redundancy to Control Step Variability in Walking? *PLOS Comput Biol*, 6(7) :e1000856. [36](#), [40](#)
- Gibeaux, V., Naaim, A., Robert, T., Brånemark, R., Frossard, L., and Dumas, R. (2019). Medial-lateral margin of stability for the comparison of two prosthetic knees – a case study. In *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, page In Press, Poitiers, France. [35](#)
- Halleman, A., Dumas, R., Chèze, L., Verbecque, E., and Robert, T. (2017). Relations between age, step-time parameters and margin of stability during gait in typically developing children. *Gait & Posture*, 57 :162–163. [33](#)
- Harrington, M. E., Zavatsky, A. B., Lawson, S. E. M., Yuan, Z., and Theologis, T. N. (2007). Prediction of the hip joint centre in adults, children, and patients with cerebral palsy based on magnetic resonance imaging. *Journal of Biomechanics*, 40(3) :595–602. [33](#)
- Herr, H. and Popovic, M. (2008). Angular momentum in human walking. *Journal of Experimental Biology*, 211(Pt 4) :467–481. [36](#), [37](#)
- Hof, A. L. (2008). The ‘extrapolated center of mass’ concept suggests a simple control of balance in walking. *Human Movement Science*, 27(1) :112–125. [30](#), [34](#)
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., and Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1) :1–8. [30](#), [33](#), [35](#)
- Hof, A. L., van Bockel, R. M., Schoppen, T., and Postema, K. (2007). Control of lateral balance in walking : Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. *Gait & Posture*, 25(2) :250–258. [31](#), [32](#), [34](#), [35](#)
- Ivanenko, Y. P., d’Avella, A., Poppele, R. E., and Lacquaniti, F. (2008). On the origin of planar covariation of elevation angles during human locomotion. *Journal of Neurophysiology*, 99(4) :1890–1898. [36](#)
- Ivanenko, Y. P., Dominici, N., Cappellini, G., and Lacquaniti, F. (2005). Kinematics in Newly Walking Toddlers Does Not Depend Upon Postural Stability. *Journal of Neurophysiology*, 94(1) :754–763. [32](#)

- Jensen, R. (1989). Changes in segment inertia proportions between 4 and 20 years. *Journal of Biomechanics*, 22(6-7) :529–536. [33](#)
- Johnson, M. E., Mille, M.-L., Martinez, K. M., Crombie, G., and Rogers, M. W. (2004). Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(4) :593–597. [25](#)
- Jordan, K., Challis, J. H., Cusumano, J. P., and Newell, K. M. (2009). Stability and the time-dependent structure of gait variability in walking and running. *Human Movement Science*, 28(1) :113–128. [39](#)
- Koolen, T., Boer, T. d., Rebula, J., Goswami, A., and Pratt, J. (2012). Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1 : Theory and application to three simple gait models. *The International Journal of Robotics Research*, 31(9) :1094–1113. [30](#)
- Krishnan, V., Rosenblatt, N. J., Latash, M. L., and Grabiner, M. D. (2013). The effects of age on stabilization of the mediolateral trajectory of the swing foot. *Gait & Posture*, 38(4) :923–928. [36](#), [40](#)
- Kuo, A. D. (1999). Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, 18(9) :917–930. [30](#)
- Latash, M. L., Scholz, J. P., and Schönér, G. (2007). Toward a new theory of motor synergies. *Motor Control*, 11(3) :276–308. [36](#)
- Lord, S. R. and Fitzpatrick, R. C. (2001). Choice Stepping Reaction Time A Composite Measure of Falls Risk in Older People. *The Journals of Gerontology Series A : Biological Sciences and Medical Sciences*, 56(10) :M627–M632. [25](#), [28](#)
- Luchies, C. W., Schiffman, J., Richards, L. G., Thompson, M. R., Bazuin, D., and DeYoung, A. J. (2002). Effects of Age, Step Direction, and Reaction Condition on the Ability to Step Quickly. *The Journals of Gerontology : Series A*, 57(4) :M246–M249. [25](#)
- Lyon, I. N. and Day, B. L. (1997). Control of frontal plane body motion in human stepping. *Experimental Brain Research*, 115(2) :345–356. [25](#)
- Maki, B. E. and McIlroy, W. E. (1997). The role of limb movements in maintaining upright stance : the "change-in-support" strategy. *Physical Therapy*, 77(5) :488–507. [25](#)
- Maldonado, G., Bailly, F., Souères, P., and Watier, B. (2018). On the coordination of highly dynamic human movements : an extension of the Uncontrolled Manifold approach applied to precision jump in parkour. *Scientific Reports*, 8(1) :12219. [37](#)
- McAndrew Young, P. M., Wilken, J. M., and Dingwell, J. B. (2012). Dynamic margins of stability during human walking in destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, 45(6) :1053–1059. [32](#)
- McGeer, T. (1990). Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, 9(2) :62–92. [30](#)
- McIlroy, W. and Maki, B. (1993). Task constraints on foot movement and the incidence of compensatory stepping following perturbation of upright stance. *Brain Research*, 616(1-2) :30–38. [25](#)
- Melzer, I., Benjuya, N., and Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly : a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, 33(6) :602–607. [25](#)
- Moissenet, F. and Dumas, R. (2017). Individual contributions of the lower limb muscles to the position of the centre of pressure during gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :137–138. [40](#)

- Olafsdottir, H. B., Kim, S. W., Zatsiorsky, V. M., and Latash, M. L. (2008). Anticipatory synergy adjustments in preparation to self-triggered perturbations in elderly individuals. *Journal of applied biomechanics*, 24(2) :175–179. [39](#)
- Peng, C. K., Buldyrev, S. V., Goldberger, A. L., Havlin, S., Sciortino, F., Simons, M., and Stanley, H. E. (1992). Long-range correlations in nucleotide sequences. *Nature*, 356(6365) :168–170. [39](#)
- Pijnappels, M., Delbaere, K., Sturnieks, D. L., and Lord, S. R. (2010). The association between choice stepping reaction time and falls in older adults - a path analysis model. *Age and Ageing*, 39(1) :99–104. [25](#)
- Popovic, M., Hofmann, A., and Herr, H. (2004). Angular momentum regulation during human walking : biomechanics and control. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2405–2411. Citeseer. [36](#)
- Pratt, J., Carff, J., Drakunov, S., and Goswami, A. (2006). Capture Point : A Step toward Humanoid Push Recovery. In *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pages 200–207. [30](#)
- Robert, T., Bennett, B. C., Russell, S. D., Zirker, C. A., and Abel, M. F. (2009). Angular momentum synergies during walking. *Experimental Brain Research*, 197(2) :185–197. [37](#)
- Robert, T., Zatsiorsky, V., and Latash, M. L. (2008). Multi-muscle synergies in an unusual postural task : quick shear force production. *Experimental Brain Research*, 187 :237–253. [36](#), [39](#)
- Robinovitch, S. N., Feldman, F., Yang, Y., Schonnop, R., Leung, P. M., Sarraf, T., Sims-Gould, J., and Loughin, M. (2013). Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care : an observational study. *The Lancet*, 381(9860) :47–54. [24](#)
- Rogers, M. W., Hain, T. C., Hanke, T. A., and Janssen, I. (1996). Stimulus parameters and inertial load : Effects on the incidence of protective stepping responses in healthy human subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77(4) :363–368. [25](#)
- Rosenblatt, N., Hurt, C., Latash, M., and Grabiner, M. (2013). An apparent contradiction : increasing variability to achieve greater precision? *Experimental Brain Research*, pages 1–11. [37](#), [40](#)
- Rosenblatt, N. J., Hurt, C. P., and Grabiner, M. D. (2012). Sensitivity of dynamic stability to changes in step width during treadmill walking by young adults. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(5) :616–621. [40](#)
- Samson, W., Van Hamme, A., Desroches, G., Dohin, B., Dumas, R., and Chèze, L. (2013). Biomechanical maturation of joint dynamics during early childhood : Updated conclusions. *Journal of Biomechanics*, 46(13) :2258–2263. [32](#), [35](#)
- Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H. (1985). The Growth of Stability. *Journal of Motor Behavior*, 17(2) :131–147. [32](#)
- Sparto, P. J., Jennings, J. R., Furman, J. M., and Redfern, M. S. (2014). Lateral step initiation behavior in older adults. *Gait & posture*, 39(2) :799–803. [25](#)
- Sutherland, D. (1997). The development of mature gait. *Gait & Posture*, 6(2) :163–170. [32](#)
- Tisserand, R. (2015). *Mécanismes du rattrapage de l'équilibre et évaluation du risque de chute chez une population âgée autonome*. PhD thesis, Lyon 1. [25](#)

- Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., Bonnefoy, M., and Chèze, L. (2016a). Elderly Fallers Enhance Dynamic Stability Through Anticipatory Postural Adjustments during a Choice Stepping Reaction Time. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10 :613. [26](#)
- Tisserand, R., Robert, T., Dumas, R., and Chèze, L. (2016b). A simplified marker set to define the center of mass for stability analysis in dynamic situations. *Gait & Posture*, 48 :64–67. [26](#)
- Vlutters, M., Van Asseldonk, E. H. F., and van der Kooij, H. (2018). Foot Placement Modulation Diminishes for Perturbations Near Foot Contact. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 6 :48. [25](#)
- Zettel, J. L., McIlroy, W. E., and Maki, B. E. (2002). Environmental constraints on foot trajectory reveal the capacity for modulation of anticipatory postural adjustments during rapid triggered stepping reactions. *Exp Brain Res*, 146(1) :38–47. [25](#)



## Chapitre 3

# Simulation du maintien de l'équilibre et du risque de chute suite à une perturbation externe

*« Comme la Hongrie, le monde informatique a une langue qui lui est propre. Mais il y a une différence. Si vous restez assez longtemps avec des Hongrois, vous finirez bien par comprendre de quoi ils parlent. »*

Dave Barry, "Chroniques déjantées d'internet... et autres cyberdélires"

### Sommaire

---

<b>3.1 Introduction</b> .....	<b>48</b>
<b>3.2 Approche pragmatique : utilisation des réactions maximales</b> .....	<b>49</b>
3.2.1 Contexte et travaux antérieurs .....	49
3.2.2 Estimation des états rattrapables en 1 pas de rattrapage .....	51
3.2.3 Influence des caractéristiques de la réaction et des différentes stratégies .....	55
3.2.4 Applications à des perturbations d'équilibre externes .....	57
3.2.5 Application au cas des Transports en Commun .....	63
3.2.6 Bilan .....	67
<b>3.3 Simulation des actions de rattrapage</b> .....	<b>69</b>
3.3.1 L'approche de modélisation retenue et son positionnement .....	69
3.3.2 Le contrôleur prédictif utilisé .....	71
3.3.3 Application aux états initiaux les plus perturbés .....	77
3.3.4 Travaux sur la fonction de coût .....	80
3.3.5 Exemple d'application pour des perturbations typiques de transports en commun .....	84
3.3.6 Bilan et perspectives de recherche .....	87
<b>3.4 Références</b> .....	<b>91</b>

---

### 3.1 Introduction

L'objectif général des travaux décrits dans cette partie est l'identification des situations potentiellement dangereuses vis-à-vis du risque de chute. Plus particulièrement, nous nous posons la question de l'effet d'une perturbation de l'équilibre sur le risque de chute : quel est le risque de chute pour une perturbation d'équilibre donnée, sur quels paramètres de la perturbation peut-on jouer pour limiter ce risque, etc.

Cette question du lien entre perturbation d'équilibre et risque de chute peut être abordée expérimentalement. Cela a par exemple été le cas de certains de mes travaux, que ce soit pour des applications liées aux transports en commun (Robert et al., 2007), ou pour des études plus amont portant sur les caractéristiques de la perturbation (Vallée et al., 2016) ou de la population (Tisserand et al., 2016).

Cependant cette approche expérimentale est limitée. D'une part il n'est éthiquement pas possible de tester des situations réellement dangereuses (population fragile, perturbations importantes), qui sont pourtant les situations d'intérêt si l'on cherche à évaluer/limiter les conséquences lésionnelles. D'autre part il n'est pas forcément possible, expérimentalement parlant, de contrôler suffisamment les situations étudiées : les perturbations externes de l'équilibre peuvent être complexes à générer (par ex. générer des accélérations longues et finement contrôlées pour reproduire des situations de freinage de transport en commun), les réactions des sujets ne sont pas forcément contrôlables (par ex. limiter l'utilisation de certaines stratégies), etc. Ces approches expérimentales doivent donc être complétées par des modèles, que ce soit pour tenter de faire de la prédiction pour des situations non-testables expérimentalement ou, plus généralement, pour mieux comprendre et expliquer les phénomènes observés expérimentalement.

La principale difficulté concernant la modélisation du maintien de l'équilibre consiste à prendre en compte et intégrer la manière dont les personnes réagissent à une perturbation, en particulier la manière dont elles régulent les actions de rattrapage. Deux approches ont été envisagées dans mes travaux :

1. une approche assez classique et pragmatique qui consiste à imposer a priori les réactions des personnes, en particulier les réactions les plus efficaces ;
2. une approche plus riche mais plus complexe qui consiste à intégrer la régulation des stratégies de maintien de l'équilibre dans la simulation.

Les travaux entrepris selon ces deux approches seront successivement présentés dans la suite de ce chapitre.

## 3.2 Approche pragmatique : utilisation des réactions maximales (Application des travaux sur la capturabilité à la biomécanique)

### 3.2.1 Contexte et travaux antérieurs

Les travaux présentés dans cette partie ont en commun le fait que les actions de rattrapage sont déterminées a priori. On se retrouve alors à étudier l'évolution d'un système mécanique (une représentation du corps humain) soumis à un ensemble de forces connues : perturbations d'équilibre externes (gravité, force externe représentant une poussée, déplacements de la surface d'appuis) et actions de rattrapage (régulation des efforts de contact, modification des appuis). Cela permet notamment, en imposant les réactions a priori les plus efficaces, d'estimer relativement simplement si le système est en capacité, ou non, d'éviter une chute.

D'après les définitions présentées dans le chapitre 1 (cf. le paragraphe sur la viabilité page 7), estimer s'il est possible d'éviter une chute revient à estimer si le système se trouve dans un état viable. Comme indiqué dans ce paragraphe, il est très difficile, voire impossible, d'estimer l'ensemble des états viables en considérant toutes les actions de rattrapage possibles. Le problème est donc classiquement traité sous la forme d'une approximation : s'il est possible d'atteindre un "état sûr" (dans le cas d'un bipède, un équilibre quasi-statique) alors l'état actuel est un état viable. Ce problème est généralement abordé en deux temps : l'estimation d'une condition de viabilité (possibilité d'atteindre un état sûr) sans prendre en compte les modifications d'appuis, et l'estimation de la possibilité ou non de rejoindre un état qui satisfait cette condition à l'aide d'un ou plusieurs pas de rattrapage (notion de "capturabilité" proposée par Pratt et al. (2006)).

#### Conditions de viabilité sans changement d'appuis

Les conditions de viabilité sans changement d'appuis ont été estimées pour différents cas de figure. Les principales sont décrites ci-dessous et résumées dans le Tableau 3.1.

Le cas quasi-statique (vitesse du CoM et moment cinétique négligeable, pas de changement d'appuis) est évident : le CoM doit se situer à l'aplomb de la BoS. Cette approche a été complétée, à la fin des années 1990, par les travaux de Pai and Patton (1997) afin d'intégrer la vitesse du CoM. En considérant que le CoM se déplace comme un pendule inversé (IP) par rapport aux chevilles et que la seule action de rattrapage est la régulation infiniment rapide du CoP dans la BoS, ces auteurs calculent l'ensemble des états [position, vitesse du CoM] admissibles (Feasible Set) à partir desquels il est possible d'atteindre un état d'équilibre quasi-statique (CoM à l'arrêt au dessus de la BoS). Ce système est donc dans un état viable (peut ne pas chuter), sans modification des appuis, si et seulement si cet état appartient à l'ensemble des états admissibles.

Plus récemment, Hof et al. (2005) ont établi une version littérale beaucoup plus simple à calculer de cette condition en considérant que le CoM évolue à altitude constante (hypothèse d'un pendule inversé linéarisé dite "LIPM"). Cette hypothèse permet de décrire la dynamique du pendule à l'aide d'un point virtuel regroupant position et vitesse du CoM et nommé XCoM (cf. la section 2.3 au chapitre 2, et notamment l'équation 2.2 page 30). En particulier, cette équation illustre que le CoM se dirige en direction de ce point jusqu'à s'arrêter au dessus de lui. Il suffit donc, pour obtenir un état d'équilibre quasi-statique, que le XCoM puisse être maintenu en un même endroit. Or le XCoM tend à s'éloigner du CoP (cf. l'équation 2.3 page 30). "Maintenir le XCoM en un même endroit" revient donc à pouvoir déplacer le CoP autour de celui-ci. Or le CoP est contraint à l'intérieur de la BoS du fait de l'unilatéralité du contact pied/sol. En considérant que le CoP peut se déplacer instantanément vite, on déduit que le XCoM est contrôlable quelle que soit sa position à l'intérieur de la BoS. En corolaire, si le XCoM se trouve à l'intérieur de la BoS, alors il est possible de le maintenir à cet endroit et le CoM viendra se placer avec une vitesse nulle au dessus du XCoM. Ce système est donc viable sans modification

d'appuis s'il se trouve dans un état tel que  $XCoM \in BoS$ .

Dans le même temps, [Pratt et al. \(2006\)](#) proposent d'intégrer la possibilité de réguler le moment cinétique (WBAM) en ajoutant au modèle LIPM un volant d'inertie (Flywheel, FW) centré sur le CoM (modèle LIPM+FW). L'utilisation maximale de ce volant d'inertie est limitée par son angle de rotation maximal et le fait qu'il doit s'arrêter après avoir été mis en mouvement. Sous ces hypothèses, les auteurs montrent que la condition de viabilité passe de l'inclusion d'un point (le XCoM) dans la BoS au fait qu'il doit y avoir une intersection entre une région ("Capture Region"), centrée sur le XCoM, et la BoS.

Évolution CoM	Actions rattrapage	Condition de viabilité	Référence
Quasi-statique	CoP	$CoM \in BoS$	
IP	CoP	$[CoM, V_{CoM}] \in F_{feasible} Set$	<a href="#">(Pai and Patton, 1997)</a>
LIPM	CoP	$XCoM \in BoS$	<a href="#">(Hof et al., 2005)</a>
LIPM + FW	CoP & WBAM	$C_{capture} Region \cap BoS \neq \emptyset$	<a href="#">(Pratt et al., 2006)</a>

TABEAU 3.1 – Résumés des conditions de viabilité sans modifications des appuis décrites précédemment

### Conditions de viabilités avec pas de rattrapage

Un point intéressant de ces conditions de viabilité sans changement d'appuis (à l'exception de celle de [\(Pai and Patton, 1997\)](#)) est qu'elles sont exprimées en fonction de la BoS. En considérant le pas de rattrapage comme une extension de la BoS, il est donc très simple d'en déduire une condition de viabilité en intégrant un pas instantané : il suffit de placer le pied (étendre la BoS) instantanément sur le XCoM ou la "Capture Region". Cette notion d'instantanéité du pas limite bien évidemment son application. Cette limite a été levée par la suite par les travaux de [Koolen et al. \(2012\)](#) : en intégrant la dynamique du XCoM (cf. équation 2.3 page 30) il devient possible de savoir où et quand poser son pied afin de "capturer" le XCoM ou la "Capture Region". En travaillant de manière récursive, ces mêmes travaux étendent le concept du rattrapage en un pas au rattrapage en N-pas cadencés (de même durée).

### Un exemple de limitation : la notion de base de support (BoS)

Les conditions de viabilité mentionnées ci-dessus apparaissent donc extrêmement intéressantes pour étudier le risque de chute de bipèdes. Elles présentent cependant un certain nombre de limitations. Par exemple, la seule perturbation d'équilibre externe prise en compte est la gravité (pas d'effort externe ou de déplacement de la surface d'appui). Nous reviendrons sur ce point dans le paragraphe 3.2.4. De plus, ces conditions de viabilité reposent sur des hypothèses fortes qui n'ont pas toujours été évaluées / validées chez l'humain.

Un exemple concerne la notion de BoS. En effet, ces travaux considèrent une BoS géométrique, définie comme étant le plus petit ensemble convexe contenant l'ensemble des points d'appuis, à l'intérieur de laquelle le CoP se déplace infiniment vite. Cette représentation mérite néanmoins d'être questionnée une fois appliquée à l'humain.

Tout d'abord, le fait de contraindre le CoP à l'intérieur de cette surface géométrique ne correspond qu'à la contrainte mécanique d'unilatéralité du contact pied/sol. Cependant, certaines contraintes psychologiques (la peur de chuter par ex.) ou physiologiques (l'impossibilité de générer des couples articulaires suffisants au niveau des chevilles) peuvent être plus restrictives que cette contrainte mécanique et ainsi limiter le déplacement du CoP dans la BoS géométrique. [King et al. \(1994\)](#) montrent ainsi que la BoS fonctionnelle (surface à l'intérieur de laquelle il est possible de maintenir le CoP

de manière quasi-statique) ne représente que 60% de la BoS géométrique dans la distance antéro-postérieure pour les sujets jeunes. Cette proportion diminue d'environ 16% par décennie à partir de 60 ans (elle n'est plus que de 40% à 75 ans). Bien que cette BoS fonctionnelle, mesurée en quasi-statique, soit probablement plus restreinte qu'une BoS estimée de manière dynamique (cas plus pertinent pour les situations de rattrapage d'équilibre) il ressort que la notion de BoS géométrique est probablement peu adaptée à l'étude de l'équilibre chez l'humain, en particulier pour des populations particulières comme les personnes âgées.

De même, l'hypothèse que le CoP peut se déplacer infiniment vite est évidemment limitante. Une étude de Hof and Curtze (2016) a récemment cherché à quantifier cette approximation. A partir de l'analyse des réactions de sujets volontaires à des perturbations d'équilibre soudaines (sujets lâchés dans des états instables), ces auteurs ont montré que la condition de stabilité théorique  $XCoM \in BoS$  pouvait se réécrire en fonction d'un sous-ensemble de la BoS géométrique, nommée BoS "efficace" (effective BoS - eBoS), afin d'intégrer les délais de réaction et de déplacement du CoP :  $XCoM \in eBoS$ . Les dimensions de cette eBoS représentent, pour les situations étudiées (population adulte saine, perturbations soudaines à partir d'une posture de repos), environ 55% des dimensions de la BoS géométrique (seulement 30 % de la surface).

## Bilan

Ces travaux sur la notion de BoS et la manière de l'intégrer dans les conditions de viabilité illustrent bien qu'il reste un certain nombre de questions quant à l'application de ces travaux théoriques à des situations concrètes chez l'humain. Mes travaux ont donc consisté à :

1. mettre en œuvre ces conditions de viabilité chez l'humain et les évaluer dans différentes situations;
2. s'appuyer sur ces travaux théoriques pour améliorer la compréhension du rôle des mécanismes de maintien de l'équilibre;
3. évaluer la transposition de ces conditions sur la viabilité d'un état à la possibilité de supporter une perturbation d'équilibre non-instantanée.
4. évaluer les possibilités d'application dans des situations concrètes telles que l'ajustement des profils d'accélération/décélération des transport en communs.

Ces travaux sont présentés dans les paragraphes suivants.

### 3.2.2 Estimation des états rattrapables en 1 pas de rattrapage

Dans le cadre de la thèse de Pascal Vallée, nous avons cherché à appliquer ces approches théoriques chez l'humain. En particulier, un travail a consisté à estimer les états à partir desquels il est possible de restaurer son équilibre en ayant recours à un pas de rattrapage au maximum. On peut noter que le fait d'autoriser un ou plusieurs pas ne modifie que très peu l'état le plus perturbé qu'il est possible de rattraper (cf. les résultats expérimentaux de Cyr and Smeesters (2007) et la faible augmentation de la surface de la "capture region" avec le nombre de pas dans le modèle de Koolen et al. (2012)).

Les enjeux de ce travail consistaient donc :

1. à déterminer différents jeux de paramètres pour représenter les réactions de différentes populations (ici sujets jeunes et âgés);
2. à prendre en compte l'ajustement possible de la longueur et de la durée du pas de rattrapage, qui est un paramètre crucial dans le maintien de l'équilibre (Hsiao-Weckler and Robinovitch, 2007; Owings et al., 2001; Thelen et al., 1997);

3. à comparer les résultats obtenus à des données expérimentales;
4. à évaluer en détail l'influence des différentes hypothèses de modélisation (linéarisation ou non du pendule, modèle d'impact pied/sol, etc.). Cette partie du travail, un peu fastidieuse, ne sera pas redétaillée dans ce document.

Les grands résultats ont été présentés dans un article scientifique (Vallée et al., 2015) et repris de manière plus détaillée dans la thèse de Pascal Vallée (2015, chap. 2).

### Modèles et paramètres utilisés

Le corps humain est représenté par un pendule inversé linéarisé (LIP, cf. Figure 2.4) en 2 dimensions (le plan sagittal) uniquement, auquel s'ajoute un volant d'inertie centré sur le CoM (cf. Figure 1.5 page 14).

Ce modèle peut utiliser les trois stratégies de rattrapage principales décrites au chapitre 1 (paragraphe 1.3) : régulation du CoP (stratégie de "chevilles"), régulation de l'orientation de la résultante (stratégie de "hanches") et modification de la BoS (pas de rattrapage). L'utilisation maximale de ces stratégies, illustrée sur la Figure 3.1, est définie par :

1. l'absence de réaction avant le temps de réaction (RT).
2. stratégie de "chevilles" : placement instantané du CoP au bout de la BoS fonctionnelle à RT.
3. la stratégie de "hanches" : accélération du volant d'inertie selon un profil « bang-bang » à RT. Ce profil est contraint par des paramètres d'accélération, d'inertie et d'angle maximal de rotation (Aftab, 2012; Pratt et al., 2006). Ce profil d'accélération a un effet mécanique qui freine l'avancée du CoM dans sa phase d'accélération puis qui l'accélère dans la phase de décélération. La divergence du XCoM étant exponentielle, plus on intervient tôt pour freiner l'évolution du CoM plus l'action entreprise sera efficace. Par conséquent, l'effet global de ce volant d'inertie est favorable au rattrapage d'équilibre.
4. pas de rattrapage : la phase oscillante est initiée après le temps de préparation du pas (SPT), correspondant aux différents APA nécessaires au déclenchement d'un pas de rattrapage (cf. 2.2.1). Afin d'intégrer une relation longueur/durée du pas, l'avancée du pied en vol en fonction du temps est définie par un polynôme d'ordre 5 (Aftab et al., 2016). Lors de la pose du pied, le CoP est instantanément déplacé au bout de la nouvelle BoS.

Deux types de paramètres sont nécessaires pour évaluer la possibilité qu'un tel modèle puisse éviter de chuter à partir d'un état donné :

1. les paramètres contextuels qui décrivent la situation testée : données anthropométriques du sujet, état initial, ...
2. les contraintes limitant les stratégies de rattrapage. Ces données permettront de représenter des populations ayant des capacités différentes. Dans ce travail, deux jeux de paramètres ont été proposés pour représenter une population jeune et une population âgée.

Les valeurs de contraintes ont été estimées à partir de données de la littérature, lorsque cela a été possible. L'ensemble des valeurs est détaillé dans le tableau 3.2. Ces valeurs restent inchangées tout au long de l'étude. On peut remarquer à ce stade que les différences entre population jeune et âgée sont relativement faibles : légère augmentation des temps de réaction et de préparation du pas, moindre capacité à effectuer ce pas vite et loin, et réduction de la BoS. Ces aspects seront repris au paragraphe 3.2.3.

A partir de la définition des modèles mécaniques et des stratégies de rattrapage, il est possible d'évaluer l'évolution du système à partir d'un état donné. On peut en particulier évaluer s'il est possible de capturer le XCoM, c-à-d. s'il est possible de se retrouver dans un état viable grâce à un pas de

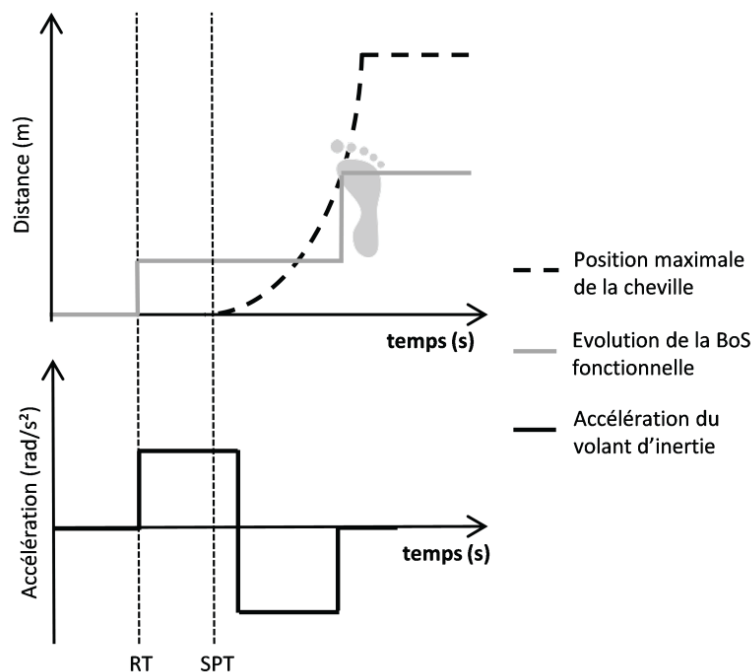


FIGURE 3.1 – Représentation de l'utilisation des stratégies de rattrapage (“cheville”, “hanche” et pas de rattrapage). Les stratégies de “cheville” (déplacement du CoP dans la BoS) et “hanche” (accélération du volant d’inertie) sont déclenchées après le temps de réaction (RT), tandis que le pas est déclenché après le temps de préparation du pas (SPT). A l’instant de pose du pied, le CoP est déplacé immédiatement à l’extrémité de la BoS fonctionnelle.

rattrapage (cf. le paragraphe précédent page 50), étant données les contraintes imposées sur ce pas. Cela peut se représenter sur la figure 3.2 par le fait qu’il est possible d’éviter une chute à partir d’un état initial donné s’il existe une intersection entre les surfaces situées au dessus de la courbe pleine (capture du XCoM) et en dessous de la courbe pointillée (contrainte sur le pas). En pratique, nous avons montré que pour des populations classiques, la forme de la fonction définissant l’évolution du pied en vol au cours de la phase oscillante fait que le pas permettant de supporter la plus forte perturbation initiale est le premier pas atteignant la longueur de pas maximale. Il est alors possible de ne tester que ce point là, par exemple en utilisant l’approche littérale proposée par [Koolen et al. \(2012\)](#). Cependant cela n’est pas forcément vrai pour des populations ayant des capacités fonctionnelles atypiques (cf. [Vallée et al., 2015](#), Supplementary materials).

Afin d’illustrer la notion de régulation des longueurs/durées des pas de rattrapage, nous nous sommes aussi intéressés au pas de rattrapage le plus court (et le plus rapide) qui permet de capturer le XCoM.

*En complément, l’utilisation d’un modèle de type pendule inversé non-linéarisé (IP) a été évalué et différentes hypothèses d’évolution du système après le pas de rattrapage ont été testées : IP en rotation autour de la cheville arrière, IP en rotation autour de la cheville avant ou LIP. De même différentes hypothèses d’impact pied/sol ont été testées, correspondant à différents vecteurs vitesse du CoM après l’impact : choc élastique ( $\|\mathbf{v}^+\| = \|\mathbf{v}^-\|$ ), absorption d’énergie entraînant un transfert de la composante horizontale de la vitesse ( $\mathbf{v}^+ \cdot \mathbf{e}_x = \mathbf{v}^- \cdot \mathbf{e}_x$ ), ou conservation du moment cinétique autour de la cheville de rattrapage. Ces questions sont détaillées dans la thèse de Pascal Vallée (2015).*

	Jeunes *	Âgés *	Références
Temps de réaction (ms)	70 (56 - 78)	80(71 - 85)	Thelen et al. 1997;
Temps de préparation du pas (ms)	160 (129 - 200)	180 (135 - 225)	Hsiao-Wecksler et Robinovitch, 2007;
Accélération max du pied (m/s <sup>2</sup> )	165 (100 - 239)	145 (104 - 205)	Moglo et Smeesters, 2006.
Longueur du pas max (% Hauteur sujet)	65 (63 - 69)	55 (52- 66)	King et al. 1994
Base de support fonctionnelle (% BoS)	60	42	Aftab et al. 2012
Inertie du volant (kg.m <sup>2</sup> )	8	8	
Couple maximal du volant (N.m)	150	150	
Rotation maximale du volant (rad)	$\pi/4$	$\pi/4$	
Inclinaison maximale du pendule (rad)	$\pi/3$	$\pi/3$	-

TABLEAU 3.2 – Valeurs des contraintes limitant les actions de rattrapage pour les deux populations étudiées. \* Quand elles sont indiquées, les valeurs entre parenthèses représentent l'écart type des valeurs moyennes obtenues dans les trois études expérimentales.

### Comparaison aux données expérimentales de la littérature

Nous avons utilisé des données expérimentales de la littérature pour évaluer ce modèle. Les études utilisées s'intéressent :

- aux états initiaux les plus perturbés à partir desquels il est possible de rattraper son équilibre en un pas, pour différentes combinaisons de position/vitesse du CoM (Moglo and Smeesters, 2006) ou en incluant des contraintes sur la longueur maximale du pas (Hsiao-Wecksler and Robinovitch, 2007). Dans le cas de Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007), les états initiaux sont des inclinaisons du sujet vers l'avant sans vitesse initiale ("tether-release"). Moglo and Smeesters (2006) quant à eux ont utilisé diverses techniques pour obtenir des combinaisons de position/vitesse initiales du CoM par rapport à la BoS.
- aux caractéristiques du pas de rattrapage pour des états initiaux de plus en plus perturbés jusqu'au seuil de rattrapage en un pas (Thelen et al., 1997).

Ces études considèrent systématiquement deux groupes de population : jeunes (âge moyen entre 23 et 28 ans) et âgés (âge moyen entre 67 et 75 ans). Pour chaque groupe, les caractéristiques anthropométriques du modèle ont été calquées sur les caractéristiques moyennes de chaque étude. Les paramètres définissant les réactions maximales du modèle sont identiques pour toutes les études et sont indiqués dans le tableau 3.2. Pour l'étude de Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007), les longueurs de pas maximales étaient adaptées aux contraintes expérimentales.

Pour les études de Moglo and Smeesters (2006) et Hsiao-Wecksler and Robinovitch (2007), les états perturbés au-delà desquels le modèle ne peut se rattraper en un pas ont été recherchés par dichotomie. Pour l'étude de Thelen et al. (1997) nous nous sommes intéressés en plus aux caractéristiques du pas de rattrapage le plus court (et le plus rapide) qui permet de capturer le XCoM pour les perturbations inférieures au seuil.

Les résultats obtenus sont intéressants car ils illustrent la bonne capacité de ce modèle à prédire les états initiaux les plus perturbés qu'il est possible de rattraper en un pas, que la longueur du pas soit contrainte expérimentalement ou non. Cela est illustrée sur la figure 3.3. Il s'agit du premier modèle permettant de prédire ces seuils à être ainsi validé sur des données expérimentales.

L'étude des caractéristiques du pas de rattrapage révèle que l'utilisation du pas le plus court possible de notre modèle correspond bien aux observations expérimentales pour des perturbations proches du seuil. En revanche, plus on s'éloigne des perturbations seuil, plus les pas de rattrapage observés s'éloignent du pas le plus court possible déterminé à l'aide de notre modèle (cf. figure 3.4). Ce résultat illustre bien les limites de l'hypothèse centrale de ce modèle concernant l'utilisation des

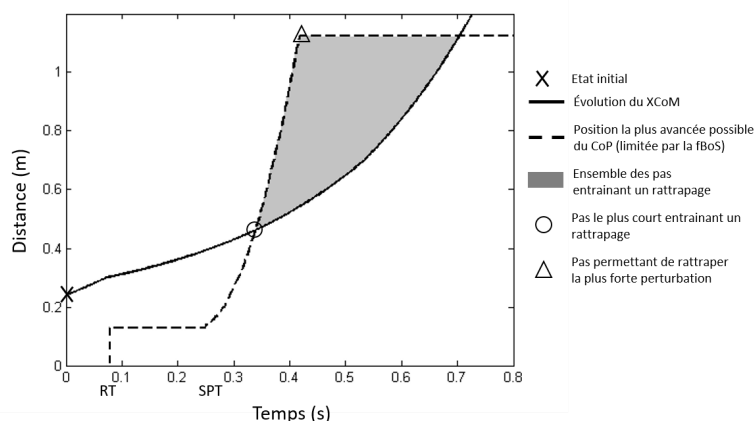


FIGURE 3.2 – Représentation des pas permettant de maintenir son équilibre à partir d’un état donné. Évolution du XCoM (ligne noire), étant donné l’état initial (croix noire) et les réactions maximales de “cheville” et de “hanche” (cf. Figure 3.1) versus position la plus avancée possible du CoP, placé au bout de la BoS fonctionnelle dès le temps de réaction (ligne pointillée). Les pas de rattrapage situés au dessus de la courbe pointillés ne sont pas faisables. L’ensemble des pas situés sous cette courbe mais au dessus de la courbe noire du XCoM permettent de capturer le XCoM et donc d’atteindre un état viable (zone grisée). La première intersection entre ces courbes (cercle noir) définit les caractéristiques du pas le plus court et le plus rapide qui permet de capturer le XCoM. Pour des populations typiques, étant donnée la forme de la fonction définissant l’évolution du pied en vol au cours de la phase oscillante (beaucoup plus rapide que l’évolution du XCoM), le pas permettant de supporter la plus forte perturbation initiale (de capturer le XCoM initialement le plus éloigné d’une position de repos) est le pas le plus rapide atteignant la longueur du pas max (triangle).

réactions de rattrapage les plus efficaces : si cette hypothèse semble valide lorsque la perturbation est proche du seuil (cf. les perturbations les plus importantes sur la figure 3.4) elle tend à surestimer les réactions pour des perturbations plus faibles (pas de rattrapage prédits plus courts et plus rapides que ceux réalisés expérimentalement pour les faibles perturbations, cf. Figure 3.4). Ainsi, si cette approche s’avère tout à fait appropriée pour travailler sur les seuils de rattrapage, elle sera en revanche peu pertinente pour l’ensemble des situations de perturbation inférieures à ce seuil.

Concernant le détail des hypothèses (IP/LIP, modèle d’impact, ...) les résultats détaillés se trouvent dans la thèse de Pascal Vallée. Bien qu’il soit difficile de conclure sans un jeu de données expérimentales dédié, il semble que le modèle IP donne des seuils de rattrapage (état initial le plus perturbé qui soit rattrapable en 1 pas) plus proches de ceux rapportés dans la littérature que le modèle LIP. Pour des perturbations initiales plus faibles, les deux modèles sont équivalents (cf. Figure 3.3). De plus, la combinaison LIP après le pas et transfert de la composante horizontale de la vitesse permet de se rapprocher au mieux des seuils de rattrapage.

### 3.2.3 Influence des caractéristiques de la réaction et des différentes stratégies

Nous disposons donc d’un modèle permettant de prédire raisonnablement la possibilité d’éviter une chute à partir d’un état initial perturbé. L’un des intérêt d’un tel modèle est qu’il nous permet de mieux comprendre l’influence des différentes stratégies de rattrapage, et de leurs caractéristiques, sur les capacités de rattrapage. L’utilisation d’un modèle est nécessaire pour aborder ce point car ces paramètres sont relativement difficiles (impossibles) à contrôler expérimentalement : comment empêcher

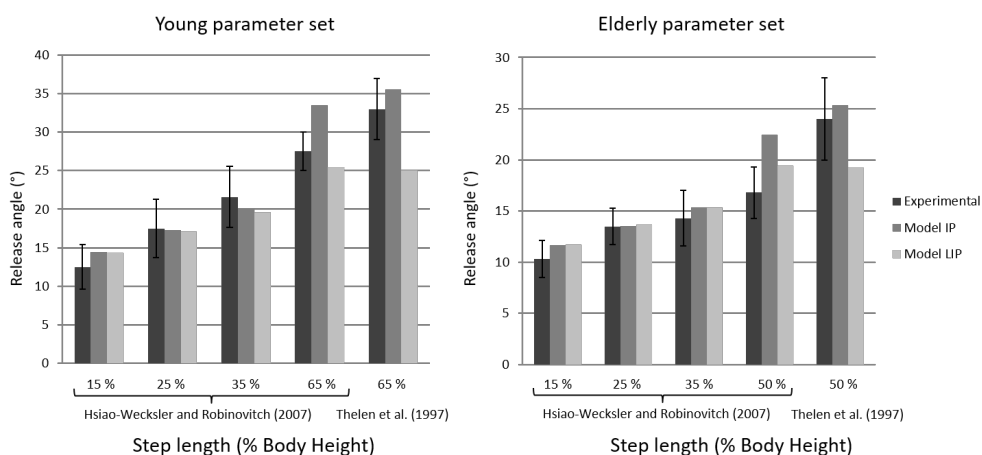


FIGURE 3.3 – Etats initiaux (angles de lâché) qu’il est possible de rattraper en un pas, pour différentes longueurs de pas et pour deux groupes de population (jeunes à gauche et âgés à droite) obtenus expérimentalement (barres foncées) ou à l’aide du modèle (barres grises). L’adéquation du modèle avec les résultats expérimentaux est relativement bonne.

une personne d’utiliser telle ou telle stratégie de rattrapage? Comment contrôler un seul paramètre de la réaction? Or quantifier l’influence des stratégies et de leurs caractéristiques est nécessaire pour mieux comprendre l’impact des dégradations des capacités de rattrapage dues au vieillissement ou à une pathologie et répondre à des préoccupations plus pratiques : quelles sont les pertes de capacités les plus critiques? Sur quels aspects faut-il mettre la priorité dans le cadre d’un programme de rééducation?

Dans un premier temps, nous avons cherché à quantifier l’impact de l’utilisation des différentes stratégies de rattrapage sur l’état initial le plus perturbé qu’il est possible de rattraper en faisant au plus un pas de rattrapage (Vallée and Robert, 2015). Pour cela nous avons évalué l’état le plus perturbé (angle d’inclinaison initial) qui soit rattrapable pour différentes combinaisons d’utilisation des trois stratégies (“cheville”, “hanche” et pas de rattrapage). Les résultats obtenus pour des sujets jeunes (cf. Figure 3.5) illustrent - et quantifient pour la première fois - l’importance du pas de rattrapage sur la capacité à maintenir son équilibre. De manière un peu plus surprenante, la stratégie de hanche apparaît au moins aussi importante que la stratégie de cheville pour ces perturbations initiales importantes.

Afin de rentrer un peu plus dans le détail de l’influence des caractéristiques des réactions, nous avons mené une étude de sensibilité sur le modèle. La situation de référence est définie par le vecteur de paramètres  $\mathbf{p}_{ref}$  caractérisant les réactions des personnes âgées (cf. tableau 3.2 Âgés) et par la valeur de seuil de perturbation initiale associée  $\theta_{ref}$ . A partir de cette situation, nous avons calculé les variations de perturbation initiale admissibles ( $\Delta\theta_i = (\theta_i - \theta_{ref})/\theta_{ref}$ ) induites par une variation d’un des paramètres caractérisant les réactions ( $\Delta p_i = (p_i - \mathbf{p}_{ref}(i))/\mathbf{p}_{ref}(i)$ ). Dans la plage de variation considérée (de 50 à 150 % de la valeur de référence) la relation entre les deux s’avère quasi-linéaire pour tous les paramètres ( $R^2 > 0.98$ ) et peut donc s’écrire  $\Delta\theta = K_i \Delta p_i$ . Les valeurs des paramètres adimensionnés  $K_i$  indiquent la sensibilité du modèle au paramètre  $p_i$ . Les résultats de cette analyse sont indiqués dans le tableau 3.3.

Il en ressort que les paramètres les plus influents sont le temps de préparation et la longueur maximale du pas et, dans une moindre mesure, le temps de réaction et l’accélération du pied en vol. Autrement dit, la capacité à éviter une chute en faisant un pas de rattrapage est fortement reliée à la

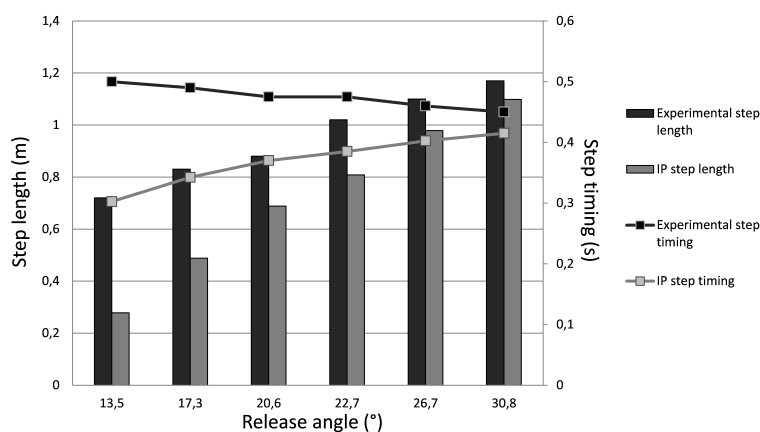


FIGURE 3.4 – Caractéristiques des pas expérimentaux (Thelen et al., 1997) (noir) et du pas le plus court possible déterminé par notre modèle (version IP) (gris) pour différents états de perturbation initiale (angles de lâché) et pour une population jeune. L'angle de lâché le plus grand correspond à l'état le plus perturbé qu'il est possible de rattraper en un pas. Les caractéristiques des pas sont leur longueur (barres et axe de gauche) et leur durée (points et axe de droite). Plus on s'approche de la perturbation maximale, plus l'adéquation entre les résultats est bonne.

capacité à faire un pas de rattrapage vite et loin. Si ces résultats paraissent relativement triviaux, ils ont néanmoins l'intérêt de quantifier ces effets et de les hiérarchiser. En outre ces résultats renforcent la pertinence d'exercices basés sur l'exécution de pas de rattrapage, typiquement le test du CSRT présenté au chapitre 2 (cf. Figure 2.1 page 26), pour détecter les personnes les plus sensibles (les moins à même de se rattraper à partir d'un état de déséquilibre) et les ré-entraîner.

Il faut cependant être prudent quant à une interprétation trop rapide de ces résultats vis-à-vis du risque de chute. En effet, ces résultats concernent des déséquilibres très importants. Ainsi, si les paramètres contraignant les stratégies en support fixe (hanche et cheville) apparaissent nettement moins importants *pour cette situation*, il ne faudrait pas les négliger lors de l'évaluation du risque de chute qui peut survenir pour des perturbations beaucoup plus faibles. De même, ces expériences, et le modèle utilisé, négligent totalement les aspects cognitifs, notamment les capacités attentionnelles associées à une adaptation rapide à une situation complexe (capacité à prendre une décision adaptée face à une situation complexe, à la mettre en œuvre et à inhiber un réflexe ou une action en cours, ...). Ces aspects ont été développés au niveau expérimental dans la thèse de Romain Tisserand (2015) et la collaboration avec Pascal Chabaud (Fonollosa et al., 2017, par ex.). En terme de modélisation, ils seront abordés sous forme de perspectives dans la partie suivante de ce document qui traite de la modélisation des actions de rattrapage.

### 3.2.4 Applications à des perturbations d'équilibre externes

Les deux paragraphes précédents traitent de la possibilité de rattraper son équilibre à partir d'un état initial perturbé. Cela signifie donc que le système, une fois placé dans cet état, est uniquement soumis à la gravité, c-à-d. une perturbation d'équilibre constante et connue. Ce type de situation est intéressant par sa simplicité et permet ainsi de mettre en lumière certains mécanismes. Il a cependant un intérêt limité du point de vue applicatif puisqu'il ne permet de représenter que :

- des événements dont la durée est faible par rapport au délai de mise en œuvre des réactions (typiquement moins de 100 ms) assimilables à des événements discrets tels que des impacts

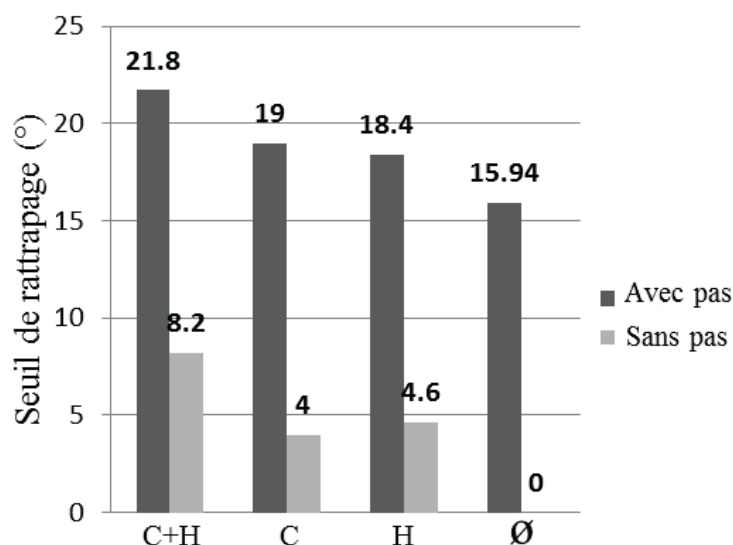


FIGURE 3.5 – Estimation des état initiaux les plus perturbés (angles de lâché qu'il est possible de rattraper) avec (gris foncé) ou sans (gris clair) pas de rattrapage et différentes combinaisons de stratégies en support fixe : (C) Cheville, (H) Hanche et (Ø) sans stratégies en support fixe. On peut constater que le pas de rattrapage est déterminant dans la capacité à rattraper son équilibre, et que l'utilisation de la stratégie de hanche a une importance comparable à la stratégie de cheville.

légers ou la rupture du contact au niveau d'un appui;

- des déplacements imposés du CoM (perturbations "non-compliantes" qui imposent l'état du système, voir ci-dessous).

Or ces événements sont finalement assez peu représentatifs des situations de perturbation classiquement rencontrées (rafale de vent, freinage d'un véhicule de transport en commun, etc.). Une solution pour traiter ce problème des perturbations continues consiste à modéliser les mécanismes de régulation des stratégies de rattrapage en fonction de l'état perçu et/ou de la perturbation. Cette approche sera présentée dans partie suivante (cf. section 3.3 page 69). Dans ce paragraphe, l'idée est de continuer d'utiliser le principe de détermination à l'avance des stratégies de rattrapage les plus efficaces qui simplifie énormément la modélisation.

### Perturbations binaires : influence de la durée de perturbation

Un premier travail, réalisé en collaboration avec l'équipe de Marie-Laure Mille à l'Institut des Sciences du Mouvement (ISM) de Marseille, s'est intéressé à l'influence de la durée d'une perturbation sur le risque de chute (Robert et al., 2018).

La plupart des études sur l'équilibre se sont intéressées à des perturbations dites "non-compliantes", qui imposent l'état du système à la fin de la perturbation quelles que soient les réactions mises en œuvre au cours de la perturbation : tractions au niveau du bassin contrôlées en position/vitesse (Mille et al., 2003, par ex.) ou des lâchés en position instable (par ex. Thelen et al., 1997). C'est le cas des travaux présentés dans les sections précédentes. Pour ce type de situations, le profil de perturbation (c-à-d. la manière dont le système a été amené dans cet état perturbé) n'a pas d'influence sur

Paramètres	Référence ( $p_{ref}$ )	Sensibilité ( $K_i$ )	Variation du seuil
Temps de réaction (ms)	80	-0.26	1° pour 14 ms
Temps de préparation du pas (ms)	180	-0.52	1° pour 15 ms
Accel. max. du pied ( $m.s^{-2}$ )	145	0.28	1° pour 25 $m.s^{-2}$
Longueur de pas max (% stature)	55	0.74	1° pour 3 %
BoS Fonctionnelle (% Longueur Pied)	42	0.15	1° pour 13 %

TABLEAU 3.3 – Sensibilité du seuil de rattrapage en un pas (inclinaison de lâché au delà de laquelle il n'est plus possible de rattraper son équilibre en un pas) aux principales contraintes limitant les réactions.

le risque de chute. En revanche, nous nous intéressons ici à des perturbations dites "compliantes", pour lesquelles l'état du système à la fin de la perturbation dépend non seulement de la perturbation mais aussi des réactions neuromusculaires mises en jeu au cours de la perturbation. Il s'agit typiquement de perturbations de type traction au niveau du bassin contrôlées en effort. Comme mentionné ci-dessus, ces perturbations sont plus proches de situations rencontrées dans la vie courante. Cependant, ces perturbations et leur effet sur l'équilibre sont plus complexes à caractériser : là où l'état final du système était suffisant pour décrire une perturbation "non-compliante", il faut considérer l'ensemble du profil temporel des perturbations "compliantes". Dans cette étude, nous avons simplifié ce profil temporel en travaillant sur des perturbations de type créneaux, définies uniquement par leur intensité et leur durée.

La partie expérimentale, réalisée par l'équipe de l'ISM, a consisté à soumettre des sujets volontaires à des tractions contrôlées en effort au niveau du bassin. Ces perturbations, en forme de créneau, étaient d'intensité  $\hat{F}$  (force normalisée par le poids des sujets) et de durée  $T_p$  variables (cf. Figure 3.6). La consigne donnée au sujet était de maintenir leur équilibre sans faire de pas de rattrapage. Une analyse à base de régression logistique a alors permis de déterminer, pour chaque durée de perturbation, le seuil d'effort (normalisé par le poids de la personne)  $\hat{F}_{max}$  au delà duquel les sujets devaient effectuer un pas de rattrapage pour maintenir leur équilibre.

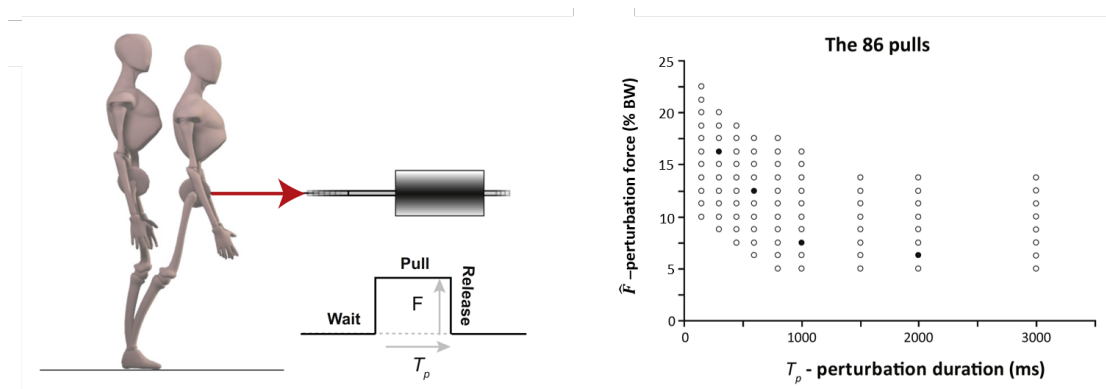


FIGURE 3.6 – Protocole expérimental utilisé pour évaluer l'influence de la durée de perturbation sur la capacité à maintenir son équilibre sans modifier ses appuis. Les sujets étaient soumis à 86 perturbations - tractions appliquées au bassin de type créneaux avec différentes durées  $T_p$  et différentes intensités  $\hat{F}$  (force normalisée par le poids des sujets) - et devaient maintenir leur équilibre sans modifier leurs appuis. Les perturbations étaient présentées dans un ordre aléatoire.

En parallèle, nous sommes reparti du modèle décrit dans les paragraphes précédents pour y in-

tégrer cet effort de traction. Les rotations du tronc observées expérimentalement étant relativement faibles, le modèle retenu ne considère que le déplacement du CoP comme stratégie de rattrapage. L'hypothèse essentielle est que, pour que le système puisse maintenir son équilibre, il faut que le XCoM soit à l'intérieur de la base de support fonctionnelle (BoS<sub>f</sub>) une fois la perturbation terminée. La perturbation admissible maximale est donc celle qui amène le XCoM au bout de la BoS<sub>f</sub> à la fin de la perturbation. La dynamique du XCoM au cours de la traction est dérivée des travaux de [Koolen et al. \(2012\)](#) (cf. Equation 2.3 page 30), ici considérée uniquement dans la direction antero-postérieure et intégrant la force de traction normalisée  $\hat{F}$  :

$$x(t) = (x(t_0) - (p - \hat{F}h)) e^{\omega_0 t} + (p - \hat{F}h) \quad (3.1)$$

Avec  $x$  la position du CoM,  $p$  la position du CoP,  $h$  l'altitude du CoM,  $\omega_0$  la pulsation du pendule et  $\hat{F}$  l'effort de traction horizontal appliqué au CoM normalisé par le poids du sujet.  $\hat{F}$  et  $p$  sont constants sur l'intervalle de temps considéré.

Cette dynamique est intégrée sur deux périodes :

- entre  $T_0$  et  $T_R$ , le temps de réaction où le CoP reste en position neutre ( $p = 0$ );
- entre  $T_R$  et  $T_P$ , l'instant de fin de perturbation, où le CoP est placé au bout du pied ( $p = P_{max}$ ).

Il en ressort une relation entre l'effort maximal applicable (normalisé par le poids de la personne)  $\hat{F}_{max}$  et la durée d'application de cet effort  $T_P$ , fonction des caractéristiques de la réaction des sujets ( $T_R$  et  $P_{max}$ ) :

$$\hat{F}_{max} = \frac{P_{max}}{h} e^{-\omega_0 T_R} \frac{e^{\omega_0 T_P}}{e^{\omega_0 T_P} - 1} = \hat{F}_{stat} K_{T_R} f(T_P) \quad (3.2)$$

Avec :

- $\hat{F}_{stat} = P_{max}/h$ , la plus grande force horizontale appliquée au CoM (altitude  $h$ ) qui peut être contrebalancée de manière statique en plaçant le CoP au bout de la BoS ( $p = P_{max}$ ), normalisée par le poids  $mg$  de la personne;
- $f(T_P) = e^{\omega_0 T_P} / (e^{\omega_0 T_P} - 1)$  qui représente l'influence de la durée de perturbation  $T_P$  sur la force maximale  $\hat{F}_{max}$  (plus  $T_P$  est long, plus  $\hat{F}_{max}$  est faible). *Cette fonction exponentielle décroissante converge rapidement vers 1, l'effet de  $T_P$  devient donc assez rapidement négligeable (typiquement à partir d'une seconde).*
- $K_{T_R} = e^{-\omega_0 T_R}$  qui exprime le fait que la période sans réaction entre  $T_0$  et  $T_R$  limite  $\hat{F}_{max}$  (plus  $T_R$  est long plus  $\hat{F}_{max}$  est faible).

Cette relation a alors été évaluée par rapport aux données expérimentales. Les caractéristiques des réactions  $P_{max}$  et  $T_R$  ont été extraites des données expérimentales. Ces valeurs étaient quasiment constantes pour tous les sujets et toutes les conditions proches du seuil. La comparaison obtenue est illustrée sur la Figure 3.7. Ces résultats montrent que ce modèle très simple capture bien les phénomènes en jeu sur ce type de perturbations. Ce modèle peut donc, par exemple, être utilisé pour étudier l'impact des différentes durées de perturbation en fonction de dégradations des capacités de réaction. Par exemple est-ce que les dégradations des capacités de rattrapage liées au vieillissement sont plus critiques pour des perturbations courtes que des perturbations longues (il semblerait que ce soit le cas, [Robert et al., 2018](#)).

### Perturbations variables : les limites du modèle

La situation de perturbation testée précédemment reste relativement simple et très binaire. De fait, les réactions des sujets sont très stéréotypées. Il n'est donc pas surprenant que la modélisation des réactions proposées avec ce modèle capture bien les phénomènes observés. Nous avons donc

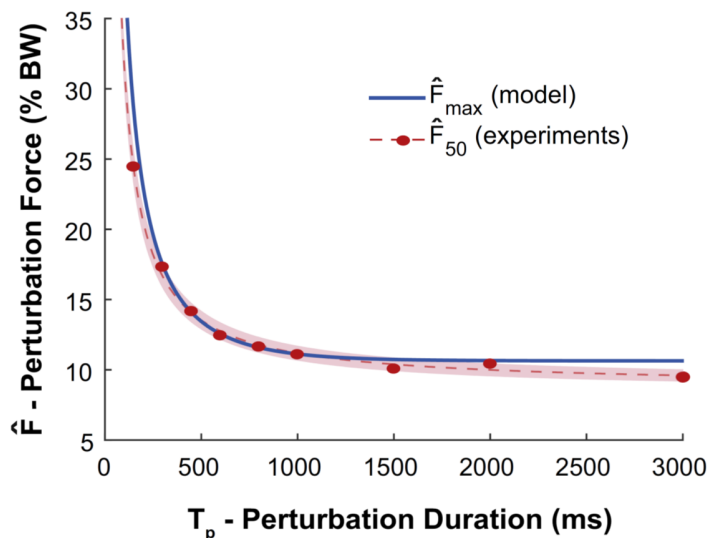


FIGURE 3.7 – Relation entre l'effort maximal  $\hat{F}_{max}$  (normalisé par le poids de la personne) qu'il est possible d'appliquer sans engendrer de changement d'appuis et la durée d'application de cet effort  $T_R$ , observée expérimentalement et estimé par notre modèle.

cherché à évaluer cette approche de modélisation sur des perturbations plus réalistes. En particulier, nous nous sommes intéressés à la dérivée temporelle (taux de variation) de la perturbation. Cette variable, appelée jerk lorsqu'il s'agit d'une variation d'accélération et que l'on nommera taux de variation de la perturbation dans la suite (TVP), est en effet connue pour être un paramètre influent sur le risque de chute. C'est de plus une variable sur laquelle il est possible d'agir dans des cas applicatifs tels que les freinages/accélérations dans les transports en commun. Cependant, très peu d'études se sont penchées sur l'effet du jerk sur le risque de chute (Graaf and Van Weperen, 1997; Omino, 2006; Powell and Palacín, 2015) et ces études ne permettent pas de le quantifier correctement.

Une étude expérimentale a donc été menée dans la thèse de Pascal Vallée. Elle consistait à soumettre des sujets à des perturbations d'équilibre compliantes (des tractions au niveau du bassin pilotées en effort avec un dispositif similaire à celui du paragraphe précédent) avec des profils de perturbation en forme de trapèze dont nous avons fait varier le TVP (la pente de montée en perturbation) et l'intensité  $I$  de cette perturbation (la valeur du plateau). Cette procédure expérimentale est illustrée sur la Figure 3.8. La durée du plateau était commune à toutes les perturbations et fixée à 2 secondes. Ainsi la durée totale de perturbation était suffisamment longue pour que ses variations (dues à la durée de la rampe, variant avec le TVP et l'intensité  $I$ ) n'affectent pas les résultats (cf. résultats du paragraphe précédent, notamment la figure 3.7). La consigne donnée aux sujets était de se rattraper, en faisant éventuellement un pas de rattrapage mais sans que celui-ci ne dépasse une ligne tracée au sol et placée devant eux à 30% de leur longueur de jambe. Cette limitation de la longueur de pas autorisée permettait de limiter les intensités de perturbation et ainsi les risques pour les sujets. Chaque sujet était soumis à 3 répétitions de 20 perturbations (combinaisons de 4 TVP et 5  $I$ ).

Les résultats obtenus (cf. Figure 3.8) démontrent l'influence de ces deux caractéristiques de la perturbation sur la probabilité d'échec de la tâche (impossibilité à rattraper son équilibre sans dépasser la ligne). Cette influence peut se caractériser par une régression logistique :

$$\text{logit}(p_{echec}) = -15.7 + 0.045\widehat{TVP} + 0.32\widehat{I} \quad (3.3)$$

avec  $\widehat{TVP}$  et  $\hat{I}$  exprimées en % du poids du corps (%pdc. $s^{-1}$  et %pdc respectivement). Ainsi, une augmentation de  $\widehat{TVP}$  de 10% pdc. $s^{-1}$  augmente la probabilité d'échec de rattrapage de 60% environ. Ce chiffre est de 40% en cas d'augmentation de l'intensité de perturbation de 1% pdc.

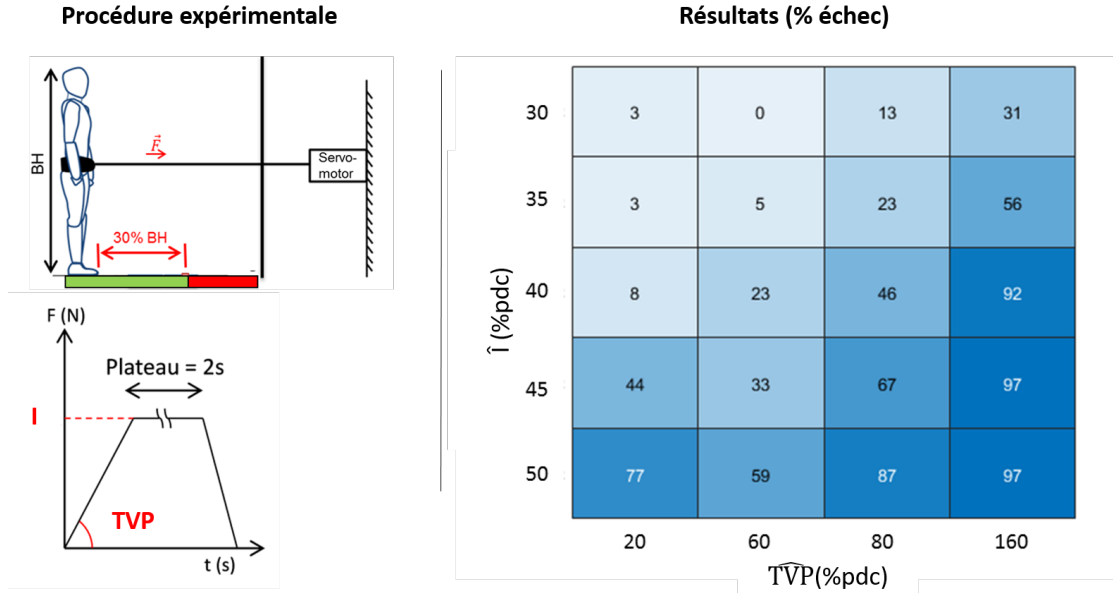


FIGURE 3.8 – Influence du TVP sur le rattrapage d'équilibre : procédure expérimentale et résultats (taux d'échec de rattrapage dans chaque condition).

Le modèle présenté au paragraphe 3.2.2 a été utilisé pour essayer de reproduire ces résultats. Les paramètres utilisés sont restés inchangés (cf. Tableau 3.2), hormis la longueur de pas maximale, limitée à 30% de la longueur de jambe. La comparaison entre l'effort maximal admissible par le modèle et l'effort moyen ayant entraîné un pas (effort correspondant à une probabilité d'échec de 50%) est illustrée sur la Figure 3.9.A. Le modèle paraît raisonnable pour des fortes valeurs de TVP (>100% pdc. $s^{-1}$ ). Ce résultat était prévisible car on se rapproche alors des situations de perturbation de type créneaux évaluées au paragraphe précédent. En revanche, il apparaît clairement que le modèle n'est absolument pas pertinent pour des TVP plus faibles. Dans ces conditions, le choix d'imposer immédiatement les réactions les plus importantes paraît inapproprié. En effet, le déclenchement et la régulation des réactions se fait sur la base de la perception de la perturbation au travers des capteurs sensoriels. Dans le cas de faibles TVP, il est raisonnable de penser que cette perception intervient plus tardivement. De plus, les faibles valeurs de TVP induisent une variation de perturbation sur un temps relativement long (plus de 2 secondes dans certains cas). Une réaction très rapide, en anticipation de l'intensité de perturbation à venir, serait donc en décalage par rapport à la perturbation à cet instant. C'est d'ailleurs ce qui est observé via le modèle : pour les faibles valeurs de TVP, les réactions maximales appliquées très tôt après le début de la perturbation font "sur-réagir" le modèle qui a tendance à "chuter" dans la direction opposée à la perturbation, ce qui le place dans un état extrêmement (trop) favorable pour contrer la perturbation lorsque celle-ci continue d'augmenter. L'observation des réactions des sujets confirme ce point : la Figure 3.9.B illustre le fait que les pas de rattrapage sont initiés plus tardivement, et de manière moins stéréotypée, pour les faibles TVP.

Ces résultats font ressortir les limites d'une approche basée sur l'utilisation des stratégies de rattrapage.

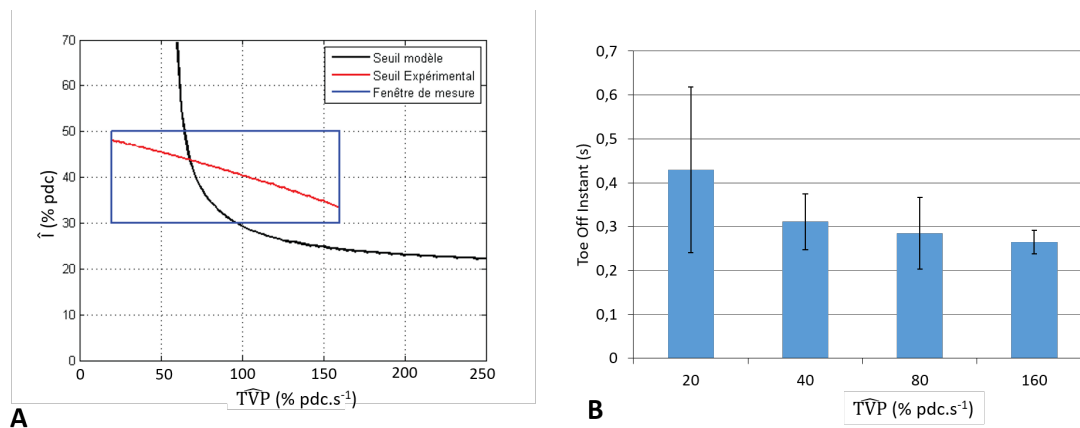


FIGURE 3.9 – A/ Comparaison entre l'effort maximal admissible par le modèle (noir) et l'effort moyen ayant entraîné un pas, c-à-d. l'effort correspondant à une probabilité d'échec de rattrapage de 50% (rouge). B/ Instant de déclenchement du pas observé (moyenne  $\pm$  écart-type) en fonction du taux de variation de la perturbation  $T\hat{V}P$ .

page les plus efficaces. Si cette approche est pertinente pour des perturbations discrètes ou binaires, elle n'est en revanche plus adaptée au cas de perturbations avec des TVP plus faibles. Or ces cas de faible TVP sont particulièrement pertinents dans la vie courante (dynamique des véhicules de transports en commun par exemple). Il apparaît donc nécessaire d'introduire dans notre modèle des mécanismes de régulation des réactions en fonction de l'état de la personne. Une première version, très basique, est indiquée dans le paragraphe suivant. Une approche beaucoup plus riche sera proposée dans la prochaine partie de ce chapitre.

### 3.2.5 Application au cas des Transports en Commun

L'un des enjeux concernant l'exploitation des transports en commun est de trouver un compromis entre les contraintes d'exploitation qui imposent des dynamiques relativement élevées (capacités de freinage importantes, montée en vitesse rapide, etc.) et le fait que ces véhicules transportent des passagers debout, dont des personnes fragiles, pour lesquels des dynamiques trop fortes induisent des déséquilibres importants, voire des chutes et les lésions associées (Bjornstig et al., 2005; Pereira and Hecht, 2001; Powell and Palacín, 2015). Cette question est difficile à aborder expérimentalement : 1) reproduire des dynamiques de véhicule est un problème complexe du fait de la durée relativement longue des profils d'accélération ou de freinage (plusieurs secondes) qui imposent des déplacements importants, et de la difficulté à réguler précisément les profils temporels d'accélération ; 2) il est délicat de soumettre des personnes fragiles, qui sont les personnes pour lequel le problème est le plus critique, à ce type d'expérimentations. Il y a donc un véritable enjeu de modélisation sur cette question.

La question qui se pose concerne la possibilité d'ajuster le profil d'accélération/décélération afin de limiter les déséquilibres tout en respectant au mieux les performances opérationnelles. Les enjeux de modélisation concernent :

- la prise en compte de la variabilité des situations et des personnes ;
- la prise en compte de profils temporels de perturbations avec des TVP assez faibles, ce qui nécessite d'introduire une forme de régulation des stratégies de rattrapage (cf. paragraphe précédent) ;

- la nécessité d'apporter une réponse, même imparfaite, à des questions très opérationnelles, puisque ces travaux ont notamment été menés pour répondre à des questions posées par la STRMTG dans le cadre de sa mission de surveillance et de certification des tramways.

### Méthodes utilisées

Afin de pouvoir apporter quelques premiers éléments de réponse, nous sommes repartis des travaux présentés dans les paragraphes précédents. Les principales modifications concernent :

- *la prise en compte de la variété de situation* : Dans les études précédentes, nous avons proposé un modèle très déterministe qui associe à une perturbation donnée une variable binaire caractérisant la possibilité ou non de maintenir son équilibre. Cette approche ne permet pas de rendre compte simplement de la variété de situations rencontrées dans les TCs (variété de personnes, de postures, variabilité intra-individuelle des réponses, etc.). Une proposition pour répondre à cela consiste à rendre notre modèle probabiliste : les variables caractérisant les réactions du modèle sont rendues aléatoires (définies par une espérance et une distribution) et plusieurs itérations du modèle, avec tirage aléatoire de ces paramètres, sont exécutées. Cette approche permet très simplement : 1) d'associer à une perturbation donnée une variable continue (la probabilité d'échec de rattrapage) et non plus une variable binaire (la possibilité ou non d'éviter la chute) ; 2) d'englober la variété de situations par la distribution des variables.
- *la régulation des stratégies de rattrapage* : plutôt que de chercher à représenter les mécanismes neuro-physiologiques à l'origine de cette régulation (ce qui sera décrit dans la prochaine partie de ce chapitre), nous avons proposé de manière très pragmatique une régulation des stratégies en fonction de l'état perçu du corps. En l'occurrence, pour le type de modèle (LIPM) utilisé et pour traiter des questions d'équilibre, l'état du système peut être décrit par une seule variable : le XCoM. La régulation retenue consiste notamment à positionner le CoP par rapport au XCoM perçu et à augmenter la taille de la BoS (c-à-d. à effectuer un pas de rattrapage) si le XCoM sort de celle-ci. Nous avons aussi introduit un délai  $\Delta t$  entre le XCoM réel et le XCoM perçu (délai lié au temps de transmission et de traitement des informations sensorielles). La relation entre le XCoM perçu et le CoP est régie par une simple régulation proportionnelle, caractérisée par un gain  $K$ . Ce gain est très légèrement supérieur à 1 afin de représenter une légère sur-réaction (le CoP est placé plus-loin que le XCoM pour ramener ce dernier vers la cheville). La relation de régulation du CoP est donc :  $\text{CoP}(t) = K \cdot \text{XCoM}(t - \Delta t)$ .

### Évaluations du modèle

Nous avons tout d'abord testé le principe de ce modèle sur les données expérimentales présentées au paragraphe précédent (cf. Figure 3.8). La Figure 3.10 illustre qu'il est possible de représenter, qualitativement, les résultats expérimentaux. Cette évaluation reste une manière d'évaluer qualitativement les principes de modélisation utilisés. Un travail beaucoup plus poussé serait nécessaire pour réellement évaluer, voir valider, ce modèle. Cela passerait par une analyse de sensibilité des paramètres du modèle, une évaluation des caractéristiques des réactions (et non uniquement des taux d'échec de rattrapage), et probablement la mise au point d'un contrôleur un peu plus robuste (PID au lieu d'un simple contrôleur proportionnel).

Nous nous sommes ensuite intéressés à évaluer le modèle dans des conditions proches de celles d'intérêt (des dynamiques de véhicules de transport en commun). Deux études ont été utilisées :

- l'étude de [Graaf and Van Weperen \(1997\)](#), qui représente des situations de freinage pour un passager se situant dans le sens de la marche. Le profil d'accélération était trapézoïdal, avec une rampe de jerk constant compris entre  $1 \text{ m.s}^{-3}$  et  $10 \text{ m.s}^{-3}$ , suivi d'un plateau d'accélération à  $1 \text{ m.s}^{-2}$  et d'une durée totale d'1 seconde environ. Quatre valeurs de jerk étaient testées (1, 2,

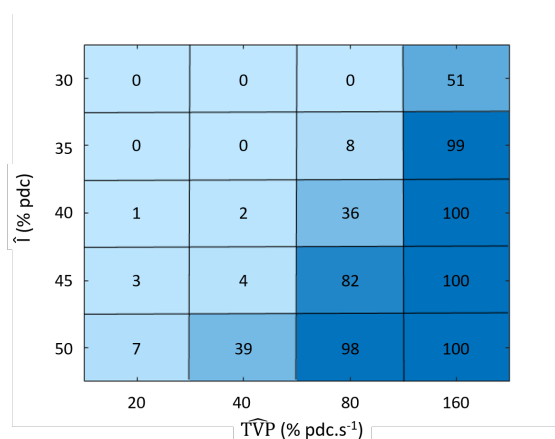


FIGURE 3.10 – Taux d'échec de rattrapage pour différents TVP et intensités de perturbation, dans les conditions expérimentales présentées sur la Figure 3.8, simulé avec le modèle probabiliste, intégrant un régulation proportionnelle du CoP sur le XCoM, présenté dans ce paragraphe.

5 et 10  $m.s^{-3}$ ) et les expérimentateurs relevaient la présence (ou l'absence) d'un déséquilibre "notable" (pas de rattrapage, mouvement de bras, ...).

- l'étude de [Omino \(2006\)](#), qui relève l'occurrence de déséquilibre dans des situations de décélération de train. Différentes perturbations trapézoïdales ont été testées, avec 4 niveaux de jerk et 6 valeurs d'accélération imposées. Pour le reste, nous n'avons que très peu d'informations sur les conditions expérimentales utilisées dans cette étude, tout comme sur les critères utilisés pour identifier les déséquilibres.

Le jeu de paramètres utilisé pour le modèle était identique pour ces deux études. Aucun pas de rattrapage n'était autorisé et les performances de rattrapage étaient dégradées par rapport à celles utilisées dans les études précédentes, afin de représenter 1) la variabilité de population; 2) la survenue d'un déséquilibre plutôt qu'une impossibilité à maintenir son équilibre.

Les résultats concernant l'étude de [Graaf and Van Weperen \(1997\)](#) sont illustrés sur la partie gauche de la Figure 3.11. Il existe un décalage entre les proportions d'essais sans déséquilibre relevées expérimentalement et le risque de chute estimé par notre modèle. Cependant, ce décalage s'avère relativement constant et peut être expliqué par le fait que les critères d'identification d'un déséquilibre lors de l'étude expérimentale étaient probablement très sévères. En outre, le point important est que la tendance à une augmentation du risque de chute avec l'augmentation du jerk est similaire dans les deux cas.

La partie droite de la Figure 3.11 illustre les résultats obtenus pour l'étude de [Omino \(2006\)](#). Là encore, les valeurs expérimentales d'occurrence de déséquilibre ne correspondent pas exactement au risque de chute estimé avec notre modèle. Cependant, le modèle se comporte, en tendance, de manière similaire à ce qui a été relevé expérimentalement. On peut notamment noter l'influence du jerk et de l'accélération sur le déséquilibre. Cette influence est d'autant plus importante que l'accélération augmente.

### Exemple d'utilisation : ajustement des profils d'accélération

Les résultats précédents indiquent que le modèle proposé, s'il n'est pas réellement validé, permet de reproduire des tendances expérimentales sur l'influence du TVP et sur l'intensité de la perturbation

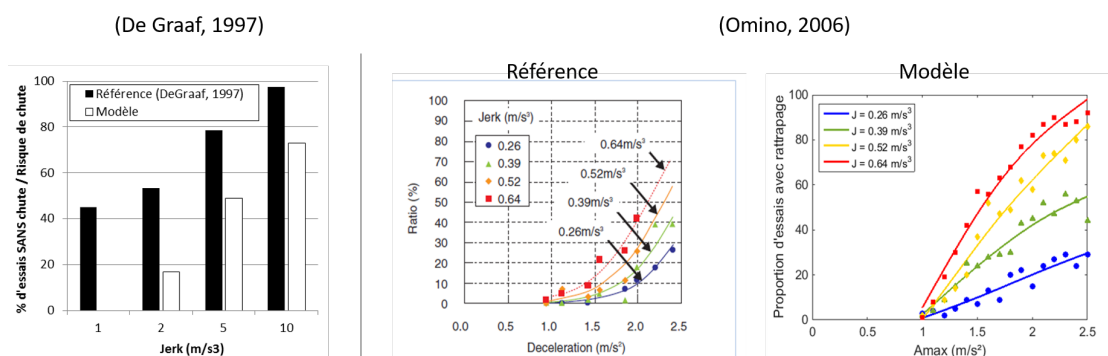


FIGURE 3.11 – Comparaison des risques de chute estimés par notre modèle et des occurrences de déséquilibre issues des études de Graaf and Van Weperen (1997) (gauche) et Omino (2006) (droite).

dans des situations proches de situations réelles d'intérêt. Nous avons alors cherché à exploiter ce modèle pour répondre à une question simple : est-il possible d'optimiser les profils d'accélération de tramways lors des sorties de station afin de limiter le risque de chute sans pour autant dégrader (ou pas trop) les performances opérationnelles (ici le temps d'atteinte des vitesses de croisière).

Les profils d'accélération réels observés correspondent à des profils quasi-trapézoïdaux. Le cas étudié correspond à l'atteinte d'une vitesse de croisière ( $V_{obj}$ ) de 40 km/h en une durée ( $T_{obj}$ ) de 10s. Neufs profils d'accélération trapézoïdaux permettant de respecter cet objectif ont alors été générés, correspondant à différentes combinaisons de TVP (ici de jerk, noté  $J$ , compris entre 0,2 et 3,7  $m.s^{-3}$ ) et d'intensité (ici d'accélération plateau, notée  $A_{max}$  comprise entre 1,12 et 2,22  $m.s^{-2}$ ). Ces profils sont représentés sur la Figure 3.12.A. D'après les données dont nous disposons, le jerk « réel » est aux alentours de 1,2  $m.s^{-3}$  (profil violet sur la Figure 3.12.A). On peut noter qu'il semble possible de réduire fortement le jerk sans que cela n'engendre une trop forte augmentation de l'accélération plateau. Par exemple, diminuer  $J$  d'un ordre de grandeur (de 3,7 à 0,4  $m.s^{-3}$ ) n'augmente  $A_{max}$  que de 13% (de 1.12 à 1.30  $m.s^{-2}$ ).

La Figure 3.12.B montre les résultats de simulation concernant le risque de chute (plus précisément le risque de survenue de déséquilibre) pour ces différents profils. Il apparaît que notre métrique est probablement saturée pour des jerks plus faibles que 1  $m.s^{-3}$  et pour ceux supérieurs à 2,5  $m.s^{-3}$ . Pour estimer ce qu'il se passe au-delà de ces valeurs, il faudrait faire évoluer le jeu de paramètres afin de dégrader ou d'améliorer les performances de rattrapage d'équilibre du modèle. Cependant, le principal résultat est que le risque de chute diminue fortement lorsque l'on diminue la valeur du jerk lors de la phase de montée en accélération. Ceci est notamment vrai pour les jerks situés entre 0,8 et 2  $m.s^{-3}$ , qui correspondent à la zone de fonctionnement actuelle des tramways. D'après ce modèle, il y aurait donc un gain à maintenir le jerk le plus faible possible lors de la phase de montée en accélération, quitte à augmenter légèrement la valeur de l'accélération établie afin de conserver les mêmes performances opérationnelles ( $V_{obj}$  et  $T_{obj}$ ).

Ces résultats sont intéressants car ils indiquent qu'il serait possible d'ajuster les dynamiques des véhicules afin de limiter assez fortement le risque de déséquilibre et de chute pour les passagers debout sans pour autant modifier les performances opérationnelles. Ces résultats restent cependant très préliminaires et reposent sur l'utilisation d'un modèle exploratoire et peu validé. Il serait donc nécessaire d'évaluer ces résultats expérimentalement. Ces essais étant techniquement difficilement réalisables en laboratoire, une piste intéressante consisterait à utiliser directement les véhicules de transport en commun comme banc d'essai.

En particulier, le développement actuel des navettes autonomes offre des perspectives intéres-

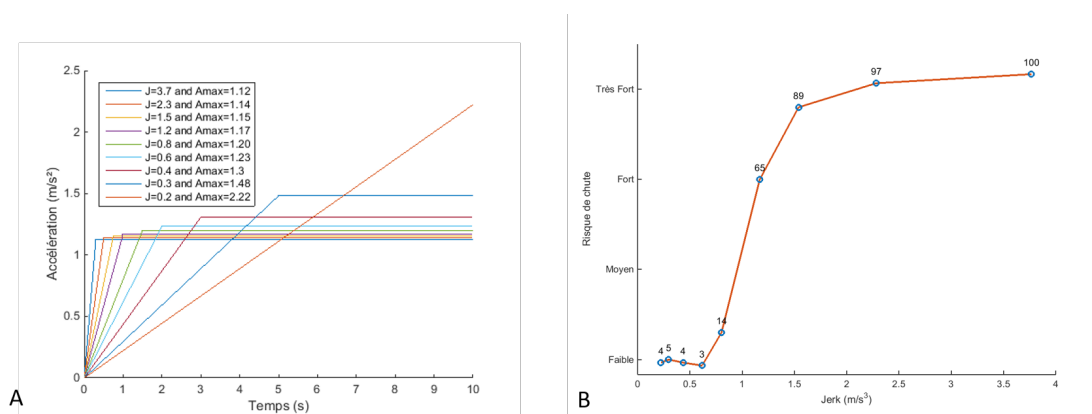


FIGURE 3.12 – Évaluation du risque de déséquilibre pour différents profils d'accélération de tramway induisant des performances opérationnelles similaires (atteinte d'une vitesse de croisière de 40 km/h en 10 s). A. Les différents profils d'accélérations testés, équivalents en terme de performances opérationnelles; B. Risque de chute estimé par notre modèle en fonction du jerk de ces différents profils.

santes à ces travaux (nous reviendrons sur ce point dans les perspectives de la prochaine partie de ce chapitre, page 87). En revanche, le modèle utilisé dans ces travaux reste très simple (voir simpliste). Afin de pouvoir travailler sur des profils de perturbation avec de faibles TVP nous avons proposé une régulation des stratégies de rattrapage extrêmement basique. Cette régulation serait à reprendre pour la rendre plus physiologique et plus robuste. Cependant, il semble raisonnable, à ce stade, de ne pas pousser plus en avant ces travaux et de basculer sur des modèles beaucoup plus riches visant à modéliser les différents mécanismes (biomécaniques, cognitifs, psychologiques, neurologiques) qui interviennent dans la régulation de l'équilibre. Ce sera l'objet de la prochaine partie de ce chapitre, avec notamment une section illustrant une application aux cas des transports en commun (cf. section 3.3.5).

### 3.2.6 Bilan

Dans cette partie nous avons présenté une approche de modélisation très pragmatique qui consiste à imposer a priori les actions de rattrapage (ou à les réguler de manière très grossière). Cette approche revient à négliger très largement les phénomènes de régulation des stratégies basés notamment sur l'estimation de l'état actuel du système et une projection quant à son état à venir. Nous avons donc cherché à montrer dans ce paragraphe l'utilité et les limites de cette approche.

En particulier, nous avons vu qu'il était possible de prédire la possibilité d'éviter une chute à partir d'un état perturbé (cf. paragraphe 3.2.2) ou suite à une perturbation instantanée ou "binaire" (perturbations en forme de créneaux, cf. paragraphe 3.2.4). La simplicité de cette approche est un véritable atout, non seulement en terme de facilité d'utilisation (rapidité de calcul, absence de difficultés numériques) mais aussi de compréhension des mécanismes en jeu. Surtout, cela permet un paramétrage du problème relativement simple et basé sur des paramètres interprétables. Enfin, en adaptant légèrement le modèle pour introduire une régulation très basique des stratégies de rattrapage, nous avons pu apporter des éléments de réponse à des questions applicatives concrètes telles que l'ajustement des profils d'accélération de tramways ou des nouveaux véhicules de transports en commun à délégation de conduite.

Cependant, nous avons aussi mis en lumière les limites de cette approche. En particulier, nous

avons montré qu'il est nécessaire d'introduire une forme de régulation des stratégies de rattrapage dès que la perturbation devient plus complexe que les cas idéaux de perturbation instantanée ou "binaire" mentionnés ci-dessus. C'est le cas pour des profils de perturbation avec des variations plus douces (cf. paragraphe sur les limites du modèle page 60) ou pour des profils temporels plus complexes (de type sinusoïdaux par exemple) pour lesquels il est extrêmement difficile de déterminer a priori les réactions "les plus efficaces". Cette approche ne permet pas non plus de prédire correctement les actions de rattrapage lorsque la perturbation est plus faible que la perturbation maximale admissible (cf. la Figure 3.4). Enfin, il existe un certain nombre de limitations inhérentes au modèle mécanique utilisé, en particulier l'absence de régulation de l'altitude du CoM, le non glissement des contacts ou, plus limitant, le fait que seuls des contacts coplanaires (pieds sur sol plan) sont pour l'instant considérés. Sur ce dernier point en particulier, un certain nombre de solutions ont été proposées dans la littérature (Caron et al., 2017; Collette et al., 2008; Dai, 2016), y compris dans la thèse de Zhaopeng Qiu que j'ai co-encadré avec Alain Micaelli et Adrien Escande du CEA-LIST (Qiu, 2012; Qiu et al., 2011; Robert et al., 2011). Cependant, ces approches nécessitent des opérations topologiques complexes (opérations sur des ensembles de grandes dimensions) et restent délicates à manier et interpréter. Elles n'ont de plus quasiment jamais été appliquées à l'humain. D'autres approches consistant à évaluer la stabilité d'un mouvement avec des contacts non-coplanaires ont été proposées (par ex. Bailly et al., 2018; Goswami and Kallem, 2004), mais ces dernières ne permettent pas de déterminer la possibilité ou non d'éviter une chute.

Nous avons donc exploré les possibilités et les limites d'une approche de prédiction du risque de chute basée sur la détermination a priori des actions de rattrapage. Dans la prochaine partie de ce chapitre, nous présenterons une approche alternative, centrée sur la modélisation des mécanismes de régulation des actions de rattrapage.

### 3.3 Simulation des actions de rattrapage

La partie précédente a été consacrée à la description de travaux destinés à prédire la possibilité de maintenir son équilibre. Nous avons montré qu'il était possible de répondre à cette question, dans un certain nombre de cas, en simplifiant à l'extrême la modélisation des actions de rattrapage : soit en ne considérant que les actions de rattrapage a priori les plus efficaces, soit en utilisant une régulation extrêmement simplifiée. En revanche, nous avons aussi montré les limites de cette approche lorsque les perturbations d'équilibre sont un tant soit peu complexes. En outre, ces modèles ne sont pas destinés à prédire correctement les actions de rattrapage mises en œuvre, et donc la cinématique du rattrapage d'équilibre ou de la chute, en particulier pour des perturbations inférieures au seuil de rattrapage. Or cette cinématique est nécessaire pour estimer le risque et les conditions d'éventuels impacts secondaires avec l'environnement et les conséquences lésionnelles qui en découlent.

Dans cette partie, nous allons donc décrire les travaux menés avec une approche de modélisation qui consiste à simuler les actions de rattrapage. L'objectif est de représenter l'ensemble des actions de rattrapage et de la cinématique induite, et non plus seulement d'estimer la possibilité d'éviter une chute. De plus, nous avons choisi une approche qui permet d'intégrer, avec plus ou moins de détails, les différents mécanismes (sensoriels, cognitifs, biomécaniques, neurologiques, psychologiques, etc.) intervenant dans la régulation de l'équilibre. Ces travaux ont débuté lors la thèse de Zohaib Aftab co-encadrée avec Pierre-Brice Wieber de l'Inria Grenoble (Aftab, 2012), ont été en partie repris dans la thèse de Pascal Vallée (Vallée, 2015) et se poursuivent actuellement dans le cadre du projet ANR Jeune Chercheur EquiSim.

#### 3.3.1 L'approche de modélisation retenue et son positionnement

##### Contexte

Parmi les études consacrées à la simulation des différentes facettes du maintien de l'équilibre chez l'humain, très peu abordent le problème de manière globale, notamment en cherchant à coupler modèle physique et contrôle de l'équilibre de ce modèle. Parmi celles-ci, un grand nombre se sont focalisées sur les aspects sensoriels (modélisation de systèmes sensoriels unitaires et intégration sensorielle). On peut noter notamment des travaux tels que ceux de Kooij et al. (1999, 2001) ou Kuo (1995, 2005) qui se sont intéressés à la contrôlabilité de modèles « humains » (respectivement triple et double pendules inversés dans le plan sagittal) malgré le bruit et le délai de transmission des informations sensorielles, ou l'étude de Mergner et al. (2009) qui franchit une étape en sortant du strict cadre "in silico" pour piloter un système mécanique réel. Ces études se sont avérées extrêmement intéressantes pour tester différentes hypothèses sur le rôle et les interactions entre les différents systèmes sensoriels impliqués dans le contrôle postural (maintien de l'équilibre debout peu ou pas perturbé). Elles ont aussi permis d'aborder des problèmes méthodologiques concernant la fusion des informations sensorielles. Cependant, leur principal défaut vient du fait qu'elles ne concernent que des situations d'équilibre peu ou pas perturbées, n'impliquant que des stratégies de rattrapage de faible amplitude et sans changement d'appuis. Or, ces situations faiblement perturbées sont peu représentatives des phénomènes de chute qui nous intéressent. De plus, pour ces niveaux de perturbation, les aspects haut niveau du contrôle sont très largement négligés : les réactions mises en jeu ne font pas réellement appel à un niveau stratégique et les contrôleurs utilisés sont d'origine très « automatique » (boucle de rétroactions continues de type proportionnel).

Cet aspect a d'ailleurs été critiqué et plusieurs équipes ont proposé des contrôleurs de type « intermittent », basculant entre différents modes de contrôle en fonction d'alertes sur les entrées sensorielles (par. ex. Suzuki et al., 2012). On peut aussi mentionner les études plus focalisées sur les aspects cognitifs et les prises de décisions stratégiques. Il n'existe à notre connaissance que peu d'études de modélisation qui intègrent ces questions et les couplent avec le contrôle d'un modèle mécanique. On

peut cependant mentionner les travaux sur la conduite de véhicule menés par Thierry Bellet (Bellet et al., 2012; Bornard et al., 2016) : bien que la tâche et le modèle mécanique piloté soient très éloignés de ceux qui nous intéressent, ces études proposent des concepts et une architecture tout à fait pertinents.

A l'opposé, des études portant notamment sur le contrôle de robots humanoïdes bipèdes proposent des contrôleurs permettant une gestion de l'équilibre complexe et intégrant la plupart des actions de rattrapage utilisées par les humains. Les travaux résultant du récent DARPA challenge par exemple (par e. Feng et al., 2015; Koolen et al., 2016) ou les récentes démonstrations de l'entreprise Boston Dynamics<sup>1</sup> illustrent les progrès réalisés dans le contrôle de systèmes bipèdes. Cependant, ces contrôleurs ont un objectif de performance (le robot doit être le plus robuste possible par rapport aux perturbations d'équilibre) et ne sont aucunement conçus pour étudier les mécanismes de rattrapage d'équilibre mis en jeu chez l'humain. En particulier, l'ajustement des paramètres nécessaires pour représenter la variété de situations/comportements/capacités des personnes est quasiment impossible avec ce type de modèle. Presque aucun de ces contrôleurs n'est d'ailleurs utilisé ou validé par rapport à des données humaines.

L'objectif de nos travaux, toujours en cours, dans ce domaine est de proposer une synthèse de ces différentes approches pour représenter les mécanismes de maintien de l'équilibre chez l'humain. Nous nous intéressons plus particulièrement aux situations d'équilibre fortement perturbées, mettant en jeu des actions de rattrapage potentiellement importantes telles que des changements d'appuis. Afin de pouvoir ajuster les réactions de ce modèle, notamment pour représenter une grande variété de populations, ce modèle doit être contraint par des paramètres les plus "physiologiques" possibles. L'approche de modélisation retenue est décrite dans le paragraphe suivant.

### L'approche de modélisation mise en œuvre

Nous avons choisi de mettre en place une approche de modélisation systémique, permettant d'aborder le problème dans sa globalité, et basée sur une architecture la plus modulaire possible. Celle-ci regroupe un contrôleur "haut niveau", qui est le cœur du système, et un ensemble de modules (système mécanique piloté, perception et intégration sensoriels, etc.). Ainsi, les différents aspects de l'outil peuvent être développés relativement indépendamment, avec des niveaux de complexité et de raffinement variables. L'organisation globale est décrite ci-dessous. Nous reviendrons sur la partie "contrôleur", sur laquelle s'est portée pour le moment la majorité de mes travaux, dans le paragraphe suivant.

Le principe général de l'architecture de modélisation retenue est décrit dans la figure 3.13. Un premier principe est de dissocier le monde réel de sa perception. Le monde réel contient par exemple un modèle mécanique du corps humain, des lois physiques qui régissent son comportement, une description de l'environnement, etc. Le monde perçu est une reconstruction de ce "monde réel" à partir d'informations issues des capteurs sensoriels, de la connaissance acquise plus ou moins approximative du système mécanique et de ses lois d'évolution, de la connaissance plus ou moins correcte de l'environnement réel (permettant par exemple des phénomènes d'anticipation, cf. l'anticipation d'une perturbation typique de transport en commun page 85) et des actions en cours de réalisation. Cette logique est bien décrite dans les travaux sur l'équilibre quasi-statique par exemple (Kooij et al., 1999; Kuo, 2005). L'ensemble des mécanismes de régulation se base sur cette perception de l'environnement, ce qui permet d'introduire les questions des déficiences sensorielles, d'apprentissage d'un nouvel environnement (anticipation) ou de son propre corps (chez l'enfant ou suite à une intervention chirurgicale par exemple).

Une deuxième idée est de découpler les niveaux de contrôle. Les informations perçues sont exploitées par un niveau "stratégique" pour définir / mettre à jour les objectifs (marcher, s'arrêter), le com-

1. Malheureusement ces travaux, spectaculaires, ne font pas l'objet de publications scientifiques.

promis entre l'objectif et les coûts nécessaires pour atteindre cet objectif, et les éventuelles contraintes (restriction de certaines zones d'appuis du fait d'obstacles par exemple). Un élément clé de cette architecture est le contrôleur de "haut niveau". Sur la base de l'état perçu, et à l'aide de la connaissance acquise plus ou moins approximative du système mécanique et de ses lois d'évolution, ce contrôleur va rechercher quelle est la séquence d'actions idéale (choix des séquences d'appuis et régulation des efforts de contact pour notre cas) permettant de satisfaire au mieux les objectifs et contraintes définies par le niveau stratégique. Ces actions sont renvoyées vers un contrôleur plus bas niveau en charge de leur mise en œuvre. Le choix de ces actions nécessitant l'estimation de l'évolution de l'environnement sur un horizon de temps donné, cette estimation est exploitée dans le "monde perçu".

Certaines briques de cette architecture ont déjà reçu beaucoup d'attention dans la littérature. C'est le cas de la modélisation des systèmes sensoriels et de l'estimation d'état à partir de ces informations partielles, bruitées, etc. (Kooij et al., 1999, 2001; Kuo, 2005; Mergner, 2007; Mergner and Rosemeier, 1998, etc.). De la même manière, de très nombreux travaux s'intéressent au contrôle "bas-niveau", que ce soit dans le domaine de la robotique (par ex. Audren et al., 2014) ou de la biomécanique (par exemple Anderson and Pandy, 2001). Mon attention s'est donc naturellement tournée vers le contrôleur "haut niveau" qui est une brique manquante entre les études focalisées sur les aspects sensoriels et celles dédiées essentiellement à la simulation de mouvement. Il s'agit de plus du niveau le plus critique lorsque l'on s'intéresse à des situations de rattrapage d'équilibre fortement perturbé. Ainsi, jusqu'à présent mes travaux ont largement négligé le contrôle bas-niveau en utilisant un modèle mécanique dans le monde physique très proche du "modèle interne" au contrôleur haut niveau. De même, les aspects intégration sensorielle sont pour le moment réduits au strict minimum, avec un état perçu issu directement de l'état réel avec éventuellement un ajout de bruit et de délais. Ces simplifications extrêmes ont néanmoins permis de représenter assez fidèlement différentes situations de rattrapage d'équilibre, comme cela sera présenté dans les paragraphes suivants.

### 3.3.2 Le contrôleur prédictif utilisé

#### Contexte

Comme indiqué précédemment, le rôle du contrôleur "haut niveau" est de déterminer la meilleure séquence d'actions à entreprendre afin de réaliser au mieux une tâche donnée, principalement définie par l'état souhaité du système sur un horizon de temps. Pour cela, nous utilisons un contrôleur prédictif, c-à-d. un contrôleur capable d'anticiper l'état du système en fonction des actions mises en œuvre. Cela permet d'exprimer l'objectif sur l'état du système en fonction des actions prévues. Choisir la meilleure séquence d'actions se résume alors à résoudre un problème d'optimisation.

Il est possible de résoudre ce problème de manière très précise, en considérant des représentations du corps humain complexes et relativement biofidèles (notamment des modèles musculosquelettiques du corps complet). Les premières études en biomécanique portant sur la simulation de mouvements dynamiquement consistants à l'aide d'un modèle musculosquelettique du corps complet datent des années 2000 (Anderson and Pandy, 2001). Cependant, la technique de résolution du problème utilisée (notamment l'intégration des équations différentielles décrivant la dynamique du système) engendrait des temps de calcul complètement exorbitants. De nouvelles formulations du problème, notamment le principe de la "direct collocation" (Kaplan and H. Heegaard, 2001; van den Bogert et al., 2011) ont récemment permis un nouvel essor de ces approches dans le domaine de la simulation de mouvement (Ackermann and Bogert, 2010; Ackermann and van den Bogert, 2012; Lin and Pandy, 2017; Miller and Hamill, 2015, etc.). L'idée générale consiste à remplacer les dérivations/intégrations par des approximations du type différences finies. Cela permet de passer d'un problème avec des équations différentielles à une somme de problèmes beaucoup plus simples et rapides à résoudre. Le gain en temps de calcul est de l'ordre de 1 à 100 (Porsa et al., 2016). Cette approche paraît donc intéressante lorsque certains facteurs biomécaniques assez fins, comme des faiblesses muscu-

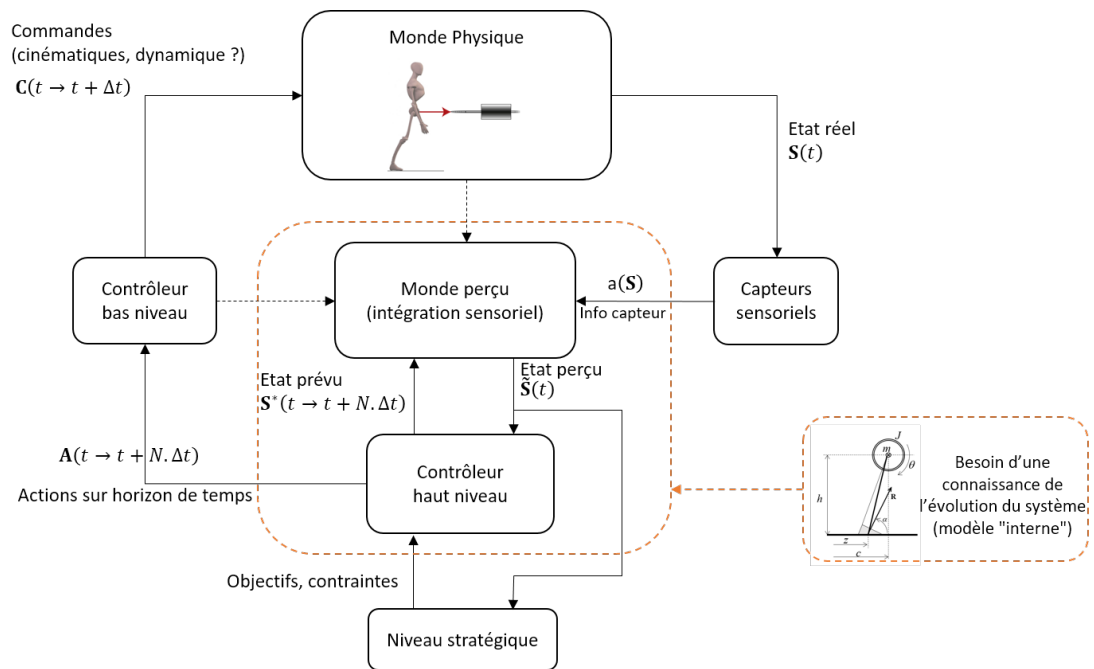


FIGURE 3.13 – L’architecture de modélisation retenue pour représenter le rattrapage d’équilibre. Voir la description de cette architecture dans le corps du texte.

laire, doivent être pris en compte dans la planification du mouvement optimal. Elle reste cependant complexe et toujours assez gourmande en temps de calcul, et elle peut poser des difficultés de convergences et est très sensible au choix d’une solution initiale. Pour le moment elle a donc principalement été appliquée à des mouvements relativement simples (marche, saut vertical, ...). Enfin, elle paraît complexe à mettre en œuvre dans le cadre d’une architecture complète, où les appels au contrôleur sont multiples.

Dans nos travaux, nous avons donc fait le choix d’utiliser une méthode évitant les non-linéarités, plus robuste et basée sur des représentations très simples du corps humain. Cette approche permet ainsi de travailler à un niveau assez général, en l’occurrence les variables représentant les grandes stratégies de rattrapage (cf. section 1.3 au chapitre 1). Des aspects plus fins (le contrôle d’un modèle plus complexe par exemple) peuvent être traités par le contrôleur “bas-niveau”. Le principal défaut est que ces aspects ne sont pas pris en compte dans le choix des actions.

Nous avons donc utilisé un contrôleur prédictif linéaire (Linear Model Predictive Control, LMPC), en se basant sur les travaux réalisés en robotique par l’équipe de Pierre-Brice Wieber notamment. Plusieurs versions de ce contrôleur ont été développées au fil des études. Par soucis d’homogénéité, une seule version sera décrite ci-dessous, bien que certaines variantes aient été utilisées pour générer les résultats présentés dans les paragraphes suivants.

### “Modèle interne”

Le “modèle interne” de ce contrôleur est similaire à celui utilisé pour les travaux sur la capturabilité (cf. section précédente, paragraphes 3.2.2 et 3.2.3 par exemple) : un pendule inversé linéaire (le CoM reste à altitude constante) auquel nous avons ajouté un volant d’inertie (cf. Figure 1.5 page 14).

Comme indiqué précédemment, ce type de modèle permet de représenter les trois grandes stratégies de rattrapage : déplacement du CoP (stratégie de "cheville"), orientation de la résultante en utilisant l'inertie en rotation des segments (stratégie de "hanche"), et pas de rattrapage (modification de la BoS).

### Paramétrage du problème

Les variables d'état permettant de décrire l'évolution du système sur l'horizon de temps sont la trajectoire du CoM, la rotation du volant d'inertie et la position des pieds d'appui. Pour les deux premières variables (CoM et volant d'inertie), qui sont continues, une approche de paramétrisation possible consiste à faire l'hypothèse que les accélérations sont continues par morceaux, c-à-d. que leurs jerk sont constants sur la durée des intervalles de discrétisation du problème. Les variables élémentaires sont donc des vecteurs  $\ddot{C}_{k+1}$  et  $\ddot{\Theta}_{k+1}$  contenant les valeurs de jerk sur chaque intervalle de discrétisation de l'horizon de temps considéré. D'autres approches de paramétrisation existent, par exemple à base de fonctions exponentielles, produisant des résultats similaires (Pajon and Wieber, 2019). La position des pieds d'appui est déjà une variable discrète (on considère que la position des pieds reste constante lors de l'appui) et peut être directement décrite par un vecteur  $\bar{F}_{k+1}$  contenant la position des pas successifs sur l'horizon de temps.

Les variables élémentaires de notre problème, qui sont aussi les variables d'optimisation, sont donc les vecteurs  $\ddot{C}_{k+1}$ ,  $\ddot{\Theta}_{k+1}$  et  $\bar{F}_{k+1}$ . Comme nous allons le voir ci-dessous, les objectifs et contraintes définissant ce problème s'expriment naturellement en fonction de quantités physiques, notamment associées aux actionneurs, qui ne sont pas directement ces variables d'optimisation. Le lien entre ces quantités physiques d'intérêt et les variables d'optimisation sera décrit juste après.

### Fonction de coût

L'utilisation des différents actionneurs (ici les stratégies de rattrapage) au cours de l'horizon de temps est régie par la fonction de coût. La minimisation de cette fonction doit permettre de réaliser l'objectif principal de la tâche et répondre à certains enjeux sur la manière de réaliser cette tâche (utilisation prioritaire de l'une ou l'autre des stratégies, coût énergétique pas trop élevé, etc.). Dans ce travail, nous avons choisi d'exprimer l'ensemble de ces objectifs sous forme d'une fonction de coût composite, c-à-d. une somme pondérée de différents coûts.

Pour notre cas d'étude, la tâche principale concerne le maintien de l'équilibre. D'après la définition proposée au chapitre 1 (page 6), maintenir son équilibre revient à maîtriser la vitesse du CoM et le moment cinétique du corps complet. Or, pour le modèle de pendule étudié, le moment cinétique est directement relié à la vitesse du CoM. L'objectif principal de la fonction de coût est donc la maîtrise de la vitesse du CoM  $\dot{C}_{obj} : \dot{C}_{obj}$  constante non nulle pour une marche établie,  $\dot{C}_{obj} = 0$  pour du rattrapage d'équilibre, etc. On peut donc remarquer que la même forme de fonction permet de gérer aussi bien du rattrapage d'équilibre que des tâches de déplacement telles que de la marche (on peut d'ailleurs noter que les contrôleurs prédictifs dont s'inspire ce travail ont été initialement développés pour générer des marches de robots bipèdes).

A cet objectif principal s'ajoutent des coûts secondaires permettant de décrire la manière d'atteindre cet objectif, en particulier les coûts associés à l'utilisation des différentes stratégies. Différentes formes et variantes de cette fonction de coût ont été utilisées mais toutes suivent ce principe général (voir plus bas pour la description des vecteurs indiqués dans cette équation) :

$$\mathcal{C} = \|\dot{C}_{k+1} - \dot{C}_{obj}\|^2 + \frac{1}{w_1^2} \left( \underbrace{\|Z_{k+1} - F_{k+1}\|^2}_{\text{CoP}} + \overbrace{\frac{1}{w_2^2} \|\ddot{\Theta}_{k+1}\|^2}^{\text{inertie}} + \overbrace{\frac{1}{w_3^2} \|\ddot{F}_{k+1}\|^2 + \dots}_{\text{swing foot}} \right) \quad (3.4)$$

Un point important est que ces coûts puissent s'exprimer comme des formes quadratiques des variables d'optimisation, c-à-d. que les variables impliquées dans les normes L-2 s'expriment comme des relations linéaires de la variable d'optimisation.

### Contraintes

Un certain nombre de contraintes doivent aussi être imposées afin de respecter la physique du système mécanique et le réalisme des mouvements simulés. Ces contraintes sont imposées à chaque instant de discrétisation  $t_i$  de l'horizon de temps. Il s'agit notamment :

1. des bornes sur l'angle et le couple de rotation du volant d'inertie

$$\|\theta_i\| \leq \theta_{max} \quad (3.5)$$

et

$$\|j\ddot{\theta}_i\| \leq \tau_{max} \quad (3.6)$$

2. une borne sur le déplacement du CoM dans le plan horizontal par rapport au pied d'appui, afin d'éviter un allongement de la jambe d'appui.

$$\|c_i - f_i\| \leq l_{max} \quad (3.7)$$

3. Une limite sur l'accélération maximale du pied oscillant :

$$\|\ddot{f}_i\| \leq \ddot{f}_{max} \quad (3.8)$$

On montrera que cette contrainte limite la longueur du pas maximal pour une durée de pas donnée (cf. 3.3.4).

4. L'unilatéralité des contacts pied / sol qui contraint la position du CoP dans la BoS et peut s'exprimer :

$$D(z_i - f_i) \leq b, \quad (3.9)$$

avec  $D$  et  $b$  une matrice et un vecteur caractérisant la forme de la BoS par rapport à la position  $f_i$  du pied au sol. Lorsque les instants de discrétisation  $t_i$  tombent tous lors de périodes de simple appui, cette relation est linéaire. Par exemple, si on ne considère que la direction antéro-postérieure, cette relation se réduit à deux simples bornes correspondant aux dimensions antérieures et postérieures de la BoS :

$$\begin{cases} (z_i - f_i) \leq l_{Ffront} \\ -(z_i - f_i) \leq l_{Fback} \end{cases} \quad (3.10)$$

*Attention : cette approche ne fonctionne que si les caractéristiques géométriques de la BoS sont connues. C'est typiquement le cas en simple appui si la forme du pied reste constante (ce qui semble une approximation raisonnable en première approche). En revanche, ce n'est plus le cas en double appui, où la BoS dépend de la position relative des deux pieds. Cette contrainte, pourtant essentielle, ne peut donc pas être vérifiée en double appui. La conséquence concrète est que les périodes de double appui doivent se situer entre deux instants de vérification des contraintes, et sont par conséquent "invisibles" pour le contrôleur.*

Les relations entre les variables impliquées dans ces contraintes et les variables d'optimisation sont décrites au paragraphe suivant. En particulier, nous verrons que chacune de ces contraintes peut s'écrire sous forme de relations linéaires par rapport à la variable d'optimisation.

**Relation entre les variables**

**dérivées temporelles** En faisant l'hypothèse de jerks constants par morceaux, il est possible de décrire l'évolution des variables et de leurs dérivées comme des fonctions linéaires de l'état actuel (position, vitesse accélération à l'instant d'étude) et des valeurs de jerk tout au long de l'horizon de temps. Par exemple pour le CoM :

$$\begin{aligned} C_{k+1} &= S_p \hat{c}_k + U_p \ddot{C}_{k+1} \\ \dot{C}_{k+1} &= S_v \hat{c}_k + U_v \ddot{C}_{k+1} \\ \ddot{C}_{k+1} &= S_a \hat{c}_k + U_a \ddot{C}_{k+1} \end{aligned} \quad (3.11)$$

avec

$$\hat{c}_k = \begin{bmatrix} c_k \\ \dot{c}_k \\ \ddot{c}_k \end{bmatrix} \quad C_{k+1} = \begin{bmatrix} c_{k+1} \\ \vdots \\ c_{k+N} \end{bmatrix} \quad \dot{C}_{k+1} = \begin{bmatrix} \dot{c}_{k+1} \\ \vdots \\ \dot{c}_{k+N} \end{bmatrix} \quad \ddot{C}_{k+1} = \begin{bmatrix} \ddot{c}_{k+1} \\ \vdots \\ \ddot{c}_{k+N} \end{bmatrix} \quad (3.12)$$

et les matrices constantes  $S_p, S_v, S_a, U_p, U_v, U_a$ , obtenues en exprimant les dérivées sous formes de différences finies et en utilisant la récursivité. Ces matrices sont détaillées par exemple dans [Herdt et al. \(2010\)](#). Les relations sont identiques pour la rotation du volant d'inertie  $\theta$ .

**position des pieds d'appui** La position des pieds d'appui à chaque instant de discrétisation de l'horizon de temps  $F_{k+1}$  peut être exprimée en fonction de la position actuelle  $\hat{f}_k$  et des positions des futurs pas  $\bar{F}_{k+1}$  (variable optimisée). Si les instants de lever et pose des pieds sont connus, cette relation peut facilement s'écrire en fonction des matrices  $V_{k+1}$  et  $\bar{V}_{k+1}$  remplies de 0 et 1 indiquant quels pas correspondent à quels instants :

$$F_{k+1} = V_{k+1} \hat{f}_k + \bar{V}_{k+1} \bar{F}_{k+1} \quad (3.13)$$

avec

$$V_{k+1} = \begin{bmatrix} \underbrace{1 \quad \dots \quad 1}_{\text{pos. actuelle}} & 0 & \dots & 0 & 0 & \dots & 0 & \dots \end{bmatrix}^T, \quad (3.14)$$

et

$$\bar{V}_{k+1} = \begin{bmatrix} 0 & \dots & 0 & \underbrace{1 \quad \dots \quad 1}_{\text{pas 1}} & \underbrace{0 \quad \dots \quad 0}_{\text{pas 2}} & & & \\ 0 & \dots & 0 & 0 & \dots & 0 & 1 & \dots & 1 & & \\ & & & & & & & & & \ddots & \end{bmatrix}^T \quad (3.15)$$

On peut noter que cette relation est de forme similaire à celle de l'équation 3.11. Elle impose cependant de connaître à l'avance les instants de changement d'appuis (les matrices  $V_{k+1}$  et  $\bar{V}_{k+1}$ ). Nous verrons cependant qu'il est tout de même possible d'optimiser ces instants à l'aide d'une boucle d'optimisation externe (cf. section 3.3.4).

**centre de pression (CoP)** L'écriture de l'équation dynamique du système permet de faire le lien entre la trajectoire du CoM, qui n'est pas actionnée, et les "actionneurs" (déplacement du CoP, accélération du volant d'inertie, position des pieds). Cette équation (cf. Equation 1.1 au chapitre 1) peut se réécrire :

$$\mathbf{z} = \mathbf{c} - \frac{h}{g} \ddot{\mathbf{c}} - \frac{J}{mg} \ddot{\theta} \quad (3.16)$$

La position du CoP sur l'horizon de temps  $Z_{k+1}$  peut donc s'écrire en fonction de l'état du système et des jerks du CoM et du volant d'inertie :

$$Z_{k+1} = S_z \begin{bmatrix} \hat{c}_k \\ \hat{\theta}_k \end{bmatrix} + U_z \begin{bmatrix} \ddot{C}_{k+1} \\ \ddot{\theta}_{k+1} \end{bmatrix}, \quad (3.17)$$

avec

$$S_z = \begin{bmatrix} S_p - \frac{h}{g} S_a \\ -\frac{J}{mg} S_a \end{bmatrix}^T \quad \text{et} \quad U_z = \begin{bmatrix} U_p - \frac{h}{g} U_a \\ -\frac{J}{mg} U_a \end{bmatrix}^T. \quad (3.18)$$

On peut noter que l'approche de discrétisation (cf. Equation 3.11) permet donc de remplacer l'équation différentielle 3.16 par un système d'équations linéaires 3.17. Cette relation peut aussi très simplement être complétée pour intégrer la connaissance d'une perturbation externe (cf. section 3.3.5 page 85).

**accélération du pied oscillant** Bien qu'il ne s'agisse pas d'une variable explicite du modèle interne, il est intéressant de décrire l'accélération du pied oscillant en fonction des caractéristiques du pas (durée de la phase oscillante et longueur de pas), que ce soit pour contraindre le pas (cf. contrainte 3.8) ou pour associer un coût au fait de faire un pas (cf. fonction de coût 3.4). Nous avons donc cherché à relier l'accélération du pied oscillant à une variable élémentaire, en l'occurrence les positions des pieds d'appui  $\bar{F}_{k+1}$ . Le déplacement du pied oscillant est interpolé dans la direction antéro-postérieure à l'aide d'un polynôme de degré 5 entre son état actuel  $\hat{f}_k$  (position, vitesse, accélération) et son état  $\hat{f}_l$  au moment du posé. Nous faisons de plus l'hypothèse que le pied est posé sans impact, c-à-d. avec une vitesse et une accélération nulle. On a ainsi :

$$\hat{f}_k = [x_k \ v_k \ \gamma_k] \quad \text{et} \quad \hat{f}_l = [\bar{f}_{k+1} \ 0 \ 0] \quad (3.19)$$

L'accélération du pied oscillant à chaque instant  $t_i$  de la phase oscillante peut alors être exprimé comme une fonction de l'état actuel  $\hat{f}_k$  et de la position du prochain posé de pied  $\bar{f}_{k+1}$  :

$$\ddot{f}(t_i) = \begin{bmatrix} -60 t_i / t_l^3 + 180 t_i^2 / t_l^4 - 120 t_i^3 / t_l^5 \\ -36 t_i / t_l^2 + 96 t_i^2 / t_l^3 - 60 t_i^3 / t_l^4 \\ 1 - 9 t_i / t_l + 18 t_i^2 / t_l^2 - 10 t_i^3 / t_l^3 \end{bmatrix}^T \begin{bmatrix} x_k \\ v_k \\ \gamma_k \end{bmatrix} + (120 t_i^3 / t_l^5 - 180 t_i^2 / t_l^4 + 60 t_i / t_l^3) \bar{f}_{k+1} \quad (3.20)$$

En exprimant cette relation à chaque instant de discrétisation  $t_i$  il est alors possible d'obtenir une relation fonction de l'état actuel et d'une variable élémentaire (forme similaire à l'équation 3.11) :

$$\ddot{F}_{k+1} = S_{af} \hat{f}_k + U_{af} \bar{F}_{k+1} \quad (3.21)$$

### Formulation du problème

Au bilan, on se retrouve avec un problème d'optimisation dont les termes de la fonction de coût s'écrivent sous forme quadratique dont les contraintes sont linéaires. Ce type de problème peut donc se réécrire comme un "Quadratic Program" sous sa forme canonique :

$$\min_u \frac{1}{2} u^T H u + p^T u, \quad \text{soumis à} \quad \begin{cases} A u \leq b \\ A_{eq} u = b_{eq} \end{cases}, \quad \text{avec} \quad u = [\ddot{C}_{k+1}, \ddot{\Theta}_{k+1}, \bar{F}_{k+1}]^T \quad (3.22)$$

Ce type de problème peut se résoudre de manière simple et robuste à l'aide de nombreux solveurs dédiés.

### Bilan

Ce contrôleur prédictif nécessite donc en entrée :

1. l'état perçu du système ( $\hat{c}_k, \hat{\theta}_k, \hat{f}_k$ ), y compris la connaissance de ses caractéristiques anthropométriques ( $J, m, h$ ) et éventuellement celle de l'environnement (connaissance a priori des perturbations à venir, cf. page 87);

2. la définition de l'objectif de la tâche (typiquement les pondérations des différentes composantes de la fonction de coût) et des éventuelles contraintes;
3. les instants de changements d'appuis (les matrices  $V_{k+1}$  et  $\bar{V}_{k+1}$ ).

La sortie principale du contrôleur est la variable d'optimisation optimale, c-à-d. les vecteurs contenant les valeurs de jerk du CoM et du volant d'inertie et les positions des pas sur l'horizon de temps ( $\ddot{C}_{k+1}$ ,  $\ddot{\Theta}_{k+1}$ ,  $\bar{F}_{k+1}$ ). De plus, à partir des relations 3.11 et 3.17, il est possible d'obtenir : 1) l'utilisation des différentes stratégies de rattrapage (déplacement du CoP, accélération du volant d'inertie, position des pas) ; 2) l'état prévu du système sur l'horizon de temps.

Les hypothèses utilisées permettent de préserver la linéarité des relations entre les variables et ainsi d'obtenir un problème quadratique très simple, robuste et rapide à résoudre. Il faut cependant rappeler certaines limitations :

- La vérification des contraintes d'unilatéralité des contacts ( $\text{CoP} \in \text{Bos}$ ) ne peut se faire qu'en simple appui, où dans des situations particulières comme la position initiale où la position des deux pieds est connue (non optimisée).
- L'optimisation des instants de changement d'appuis se fait à l'extérieur du contrôleur.
- Les résultats sont limités par les hypothèses du "modèle interne" du contrôleur, ici un pendule linéaire inversé (LIP) avec des contact coplanaires unilatéraux. Les travaux actuels (post-doctorat d'Adrien Pajon) consistent à lever une partie de ces limitations (intégration de la régulation verticale du CoM et utilisation de contacts multiples non coplanaires).

Cet outil est essentiellement basé sur des travaux théoriques de robotique, notamment ceux de l'équipe de Pierre-Brice Wieber. Nos contributions, présentées ci-dessous, ont principalement consisté à adapter et appliquer ces travaux à des situations de rattrapage d'équilibre chez l'humain.

### 3.3.3 Application aux états initiaux les plus perturbés

L'une des premières utilisations de ce modèle a consisté à étudier le rattrapage d'équilibre pour des états initiaux "seuils", c-à-d. des états au delà desquels il n'est plus possible de restaurer son équilibre. Nous avons montré que la détermination de ces états seuils était possible avec l'approche de captivité présentée dans la partie précédente de ce chapitre (cf. section 3.2.2), c-à-d. sans avoir recours à une modélisation fine des actions de rattrapage. L'étude de ces états seuils est néanmoins intéressante pour évaluer certaines propriétés du contrôleur prédictif décrit dans le paragraphe précédent. En particulier, il s'agit d'une situation relativement simple : la perturbation d'équilibre (la gravité) est constante et peut raisonnablement être supposée connue, ce qui simplifie les questions de perception et d'anticipation, et le fait d'étudier des états seuils permet de s'affranchir - nous le vérifierons ci-dessous - des questions autour de la fonction de coût utilisée.

Les objectifs de cette étude sont donc : 1) de vérifier que l'outil de simulation basé sur le contrôleur prédictif décrit précédemment permet de retrouver les seuils d'états perturbés; 2) de vérifier l'indépendance de ces seuils par rapport à la fonction de coût utilisée; 3) d'observer les caractéristiques des réactions mises en œuvre. Cette étude a été initialement menée dans la thèse de Zohaib Aftab (Aftab, 2012; Aftab et al., 2016). Les résultats présentés ici proviennent de la reprise de ces travaux dans la thèse de Pascal Vallée (Vallée, 2015).

Nous avons repris le cas d'étude présenté dans la section 3.2.2. Les situations évaluées sont des lâchers en position instable, à rattraper en un pas dont la longueur peut être contrainte (Hsiao-Weckler and Robinovitch, 2007; Thelen et al., 1997). Deux populations (jeune et âgée) sont prises en compte. Les caractéristiques de ces populations, y compris les possibilités d'utilisation maximale des stratégies de rattrapage utilisées comme contraintes dans le contrôleur, ont été reprises de l'étude sur la captivité (cf. tableau 3.2 page 54). La fonction de coût utilisée est celle présentée dans l'équation

3.4. La valeur de vitesse de référence  $\dot{C}_{ref}$  est fixée à zéro. Différentes pondérations  $w_1$  entre l'objectif de minimisation de la vitesse et les coûts d'utilisation des stratégies ont été testées. Un seul pas de rattrapage était pris en compte et sa durée n'était pas imposée (cf. section 3.3.4). Les sorties du contrôleur prédictif étaient directement appliquées à un modèle physique de pendule inversé (non linéaire). Toutes les 100 ms, l'état de ce modèle physique était alors réutilisé en entrée du contrôleur prédictif pour une nouvelle estimation des réactions optimales. Pour chaque configuration (population, longueur de pas maximale), l'angle de lâché maximal permettant un rattrapage en un pas a été recherché par dichotomie. L'utilisation des stratégies de rattrapage prédites par le modèle pour ces seuils, en particulier les durées de pas de rattrapage, ont aussi été relevées.

Les résultats pour les angles de lâchés maximaux sont présentés sur la figure 3.14. Les seuils prédits sont proches des résultats expérimentaux et de ceux obtenus avec l'approche basée sur la capturabilité (cf. Figure 3.3). L'observation des seuils obtenus pour différentes pondérations relatives entre la vitesse horizontale du CoM et l'utilisation des différentes stratégies n'indiquent qu'une variation de moins d'un degré pour l'angle de lâché maximal pour 3 ordres de grandeur de variation de la pondération relative. Cela confirme que, pour ces perturbations seuils, et à condition que la minimisation de la vitesse reste l'objectif prioritaire, les résultats sont quasi-indépendants de la fonction de coût.

Ainsi, pour ces états initiaux fortement perturbés, et dès lors que l'objectif principal consiste à minimiser la vitesse horizontale du CoM, les capacités de rattrapage du modèle sont principalement déterminées par les modèles utilisés (ici pendule inversé linéaire comme "modèle interne" et pendule inversé non-linéaire pour le modèle physique) et les contraintes d'utilisation maximale des stratégies de rattrapage. Or, ces modèles et contraintes sont similaires entre les deux études. Il est donc cohérent de retrouver les mêmes seuils avec une approche imposant les réactions maximales (capturabilité) ou une approche modélisant la régulation de ces stratégies (contrôleur prédictif).

Concernant les caractéristiques des réactions, la figure 3.15 illustre la capacité du modèle à réguler la durée des pas afin de rendre compte du compromis entre faire un pas rapide mais plus court vs. faire un pas plus loin mais plus tard. Nous reviendrons sur cette régulation dans la section 3.3.4.

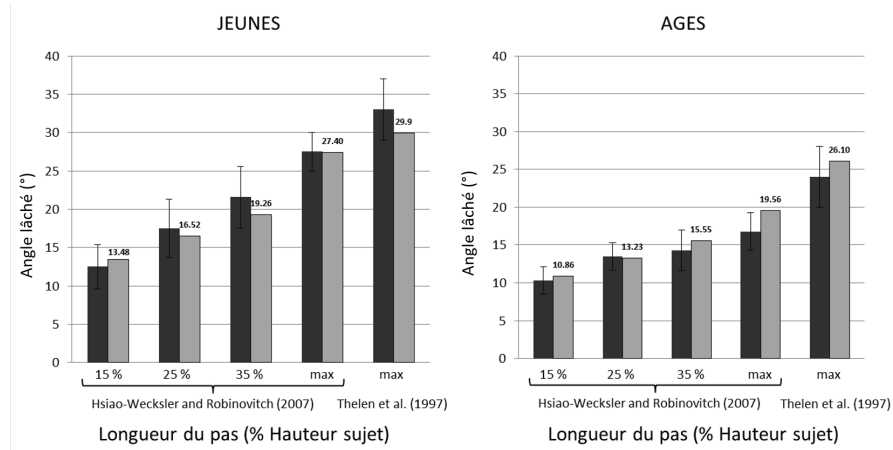


FIGURE 3.14 – Seuils de rattrapage (angle de lâché maximal) en un pas pour différentes longueurs de pas et deux populations : résultats expérimentaux (noir) vs. résultats de simulation avec le contrôleur prédictif (gris).

Enfin, nous avons aussi montré la capacité de ce modèle à simuler des situations de rattrapage avec des pas multiples. Pour cela, nous avons simulé l'expérience de l'étude de **Cyr and Smeesters (2009)** : un lâché dans la position la plus instable possible, sans contrainte sur le nombre de pas de rattrapage. Les cinématiques de rattrapage expérimentales (en deux pas) et simulées sont illustrées

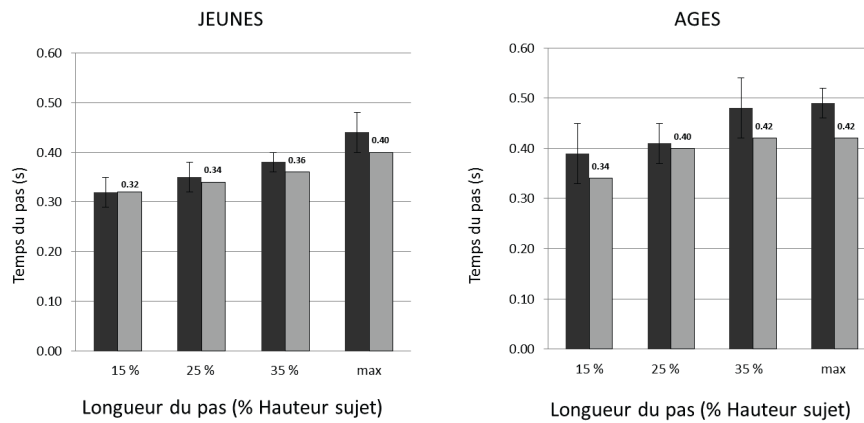


FIGURE 3.15 – Durée des pas de rattrapage pour les situations seuils (cf. Figure 3.14) observées expérimentalement (noir) vs. résultats de simulation avec le contrôleur prédictif (gris).

sur la figure 3.16. Dans cette figure, une passe de cinématique inverse très simpliste a été effectuée sur les résultats de simulation afin de faciliter la comparaison visuelle des cinématiques corps complet : l'angle du tronc correspond à l'angle du volant d'inertie, la hanche est le CoM du modèle et nous avons rajouté un genou entre le CoM et la cheville (position et angle estimés en considérant des longueurs de segments "cuisse" et "jambe" constantes).

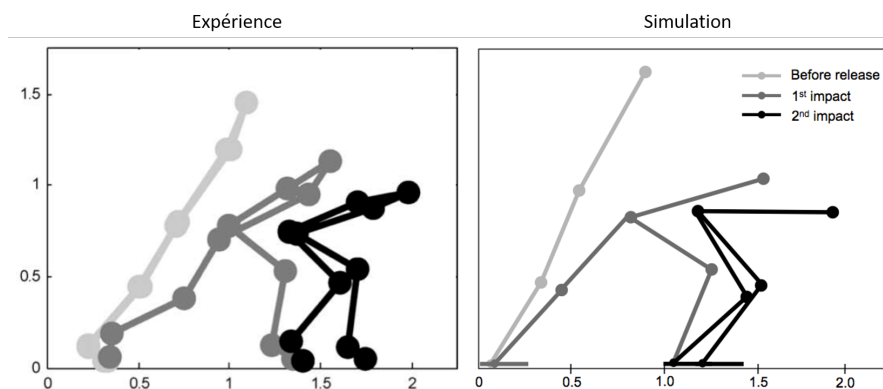


FIGURE 3.16 – Cinématiques du rattrapage d'équilibre pour des perturbations de type "tether-release" maximales, sans contrainte sur le nombre de pas de rattrapage : observations expérimentales à gauche (Cyr and Smeesters, 2009) et simulation à droite.

Ainsi, cette première étude permet de démontrer que le fonctionnement global du contrôleur prédictif couplé avec un modèle physique simple est cohérent. Il s'agit donc d'une base de travail raisonnable pour travailler sur la régulation des stratégies de rattrapage, notamment pour des perturbations n'engendrant pas l'utilisation maximale des stratégies de rattrapage (perturbations inférieures aux seuils) et pour intégrer les aspects cognitifs et sensoriels comme décrit dans l'approche complète présentée ci dessus (cf. figure 3.13). C'est l'objet des prochains paragraphes.

### 3.3.4 Travaux sur la fonction de coût

En dehors des situations de perturbation maximales étudiées dans le paragraphe précédent, la régulation des actions de rattrapage est essentiellement régie dans notre modèle par le biais de la fonction de coût 3.4. Il s'agit donc d'un point clé de ce simulateur et nous avons mené différentes études pour s'assurer de la capacité de cette approche à représenter les principaux phénomènes d'intérêt. En particulier, je présente ici deux exemples de résultats concernant : 1) la régulation de la durée des pas de rattrapage ; 2) l'impact des différents coûts, et de leur pondération, sur la régulation de l'équilibre.

#### Régulation de la durée du pas

Le contrôle de l'équilibre via la pose des pieds dépend de la position mais aussi évidemment de l'instant de pose du pied (cf. par exemple la section 2.3 au chapitre précédent). Ainsi, la régulation de la durée du pas de rattrapage est au moins aussi importante que le choix de sa longueur. Or, la plupart des outils de simulation se sont focalisés sur l'estimation de la position des pas uniquement. L'une des difficultés vient du fait qu'introduire l'instant de changement d'appui comme une variable d'optimisation du problème le rend non-linéaire. En première approche, nous avons choisi de contourner ce problème, afin de conserver les propriétés intéressantes liées à l'aspect quadratique du problème d'optimisation (robustesse, rapidité, ...). La solution la plus simple consiste à tester différentes durées de pas (ou combinaisons de durées lorsque plusieurs pas sont considérés) : pour chaque appel au contrôleur, différentes durées de pas sont imposées en entrée du contrôleur et celle qui permet de minimiser au mieux la fonction de coût est retenue. Cette solution, certes peut être élégante, est néanmoins largement satisfaisante pour les problèmes abordés. Elle pourrait être complétée sur la base de travaux proposés en robotique où la question du temps de calcul est primordiale (cf. [Khadiv et al. \(2016\)](#) par exemple).

Il reste néanmoins à trouver une formulation dans la fonction de coût qui permette un ajustement effectif de la durée du pas. Pour cela, lors de la thèse de Zohaib Aftab, nous avons observé la forme de la fonction de coût en fonction de la durée du pas (imposée) pour un rattrapage suite à une perturbation sub-maximale (vitesse initiale d' $1 \text{ m.s}^{-1}$ ) [Aftab et al. \(2012\)](#). Lorsqu'aucun coût n'est associé à l'accélération du pied, on peut observer sur la figure 3.17 la décroissance monotone de la fonction de coût avec la durée du pas. Le pas optimal est donc systématiquement le plus rapide possible. Cela est logique vu le problème posé (faire un pas + rapidement ne coûte rien mais permet de minimiser plus vite la vitesse du CoM), mais ce comportement ne correspond pas aux observations faites chez l'humain.

Afin de corriger ce comportement, il convient donc d'introduire un coût associé au fait de faire un pas rapidement. Nous avons proposée d'introduire un coût lié à l'accélération et la décélération du pied oscillant dans le plan horizontal. Ce terme peut être vu comme proportionnel à l'effort à fournir pour déplacer le pied. Il est de même nature que le terme correspondant au déplacement du CoP par rapport à la cheville (proportionnel au couple de cheville) ou au terme correspondant à l'accélération du volant inertie (proportionnel au couple du moteur du volant). Comme indiqué dans la section précédente (page 76), nous avons paramétré l'accélération du pied oscillant dans le plan horizontal par un polynôme de degré 5 en imposant un pas de pied sans impact (vitesse et accélération nulle). Cela permet notamment d'exprimer l'accélération du pied oscillant comme une fonction linéaire de la position du pas (cf. équation 3.21). Mais cela permet aussi de pénaliser les pas plus rapides qui nécessitent des accélérations / décélérations plus importantes : on peut facilement vérifier dans l'équation 3.20 que l'accélération du pied oscillant à chaque instant de discrétisation de la phase d'envol croît rapidement vers l'infini lorsque la durée du pas  $t_l$  tend vers zéro. Introduire ce terme dans la fonction de coût permet donc d'obtenir un compromis entre un pas très rapide, minimisant rapidement la vitesse du CoM et un pas plus lent dont la réalisation nécessite des efforts moindres. La figure 3.17 illustre ce compromis : l'ajout du terme lié à l'accélération du pied fait que la fonction de coût n'est plus stric-

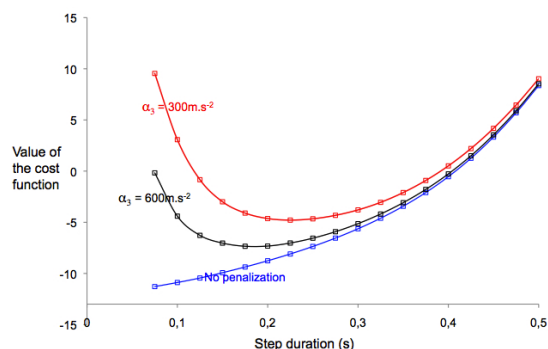


FIGURE 3.17 – Valeurs de la fonction de coût en fonction de la durée du pas pour un rattrapage suite à une perturbation (vitesse initiale d' $1 \text{ m.s}^{-1}$ ). Différentes pondérations du terme lié à l'accélération du pied oscillant  $\|\ddot{\mathbf{F}}_{k+1}\|^2$  ont été évaluées. En l'absence de ce terme (courbe bleue) la fonction de coût décroît de manière monotone avec la durée du pas. L'ajout de ce terme modifie ce comportement indésirable et fait apparaître une durée de pas optimal qui n'est pas la plus petite possible. En jouant sur la pondération de ce terme, on peut modifier la position de ce minimum.

tement décroissante, c-à-d. que le pas optimal n'est plus le plus rapide possible. Ce compromis sur la durée du pas optimal peut être ajusté en jouant sur la pondération de ce terme.

A noter : l'ajustement des durées de pas observées au paragraphe précédent pour des perturbations maximales (section 3.3.3, cf. figure 3.15) ne provient pas de la fonction de coût (nous avons montré que les résultats au seuil étaient indépendants de la fonction de coût) mais de la contrainte d'accélération maximale du pied oscillant (cf. équation 3.8). Étant donné le paramétrage de la trajectoire du pied oscillant utilisé (polynôme de degré 5) et les conditions finales choisies (pas d'impact), cette contrainte impose une relation entre la longueur du pas et la durée minimale de la phase oscillante, reproduite sur la figure 3.18. La longueur des pas étant déterminée par le paradigme expérimental, les variations de durées observées sur la figure 3.15 découlent de cette relation.

A ce stade des travaux, une difficulté subsiste : le déclenchement de pas infiniment petits pour de très faibles perturbations. Ce problème provient du fait que le choix de faire un pas ou non, qui est un choix discret, est régi par une fonction continue. En particulier, le coût permettant de limiter le recours au pas de rattrapage (la norme L-2  $\|\ddot{\mathbf{F}}_{k+1}\|^2$ ) tend vers 0 de manière continue lorsque la longueur de pas tend vers 0. Cela peut s'observer sur la relation 3.21 entre  $\ddot{\mathbf{F}}_{k+1}$  et la longueur de pas. Au moment de la décision de faire ou non un pas de rattrapage, le pied oscillant est encore au sol et son vecteur d'état  $[x_k, v_k, \gamma_k]^T$  est nul. La relation 3.21 est donc purement linéaire (sans terme constant) et sa norme L-2 continue en 0 avec une tangente horizontale. Plusieurs options permettent de pallier cette difficulté. Une approche pragmatique consiste à jouer sur le fait que cette fonction est aussi relativement raide. Ainsi, ces pas non souhaités restent très petits, n'ont pas d'effet réel sur le rattrapage et peuvent être négligés / supprimés numériquement. Une autre approche, plus élégante, consiste à changer le type de norme, typiquement ajouter une norme L-1 (somme des valeurs absolues des éléments du vecteur) ou L- $\infty$  (plus grande valeur absolue des éléments du vecteur) à la norme L-2 (Dimitrov et al., 2011). Cette solution, qui reste traitable dans le cadre d'un problème quadratique, fait apparaître une discontinuité de la tangente de la fonction de coût en zéro et permet ainsi d'obtenir un aspect discret dans la décision d'effectuer un pas ou non. Enfin, une dernière approche consisterait à ne plus utiliser une fonction de coût composite mais plutôt à se tourner vers des techniques hiérarchiques (du type "piles de tâches" par exemple) qui permettent une gestion beaucoup plus appropriée de ce type de choix discret.

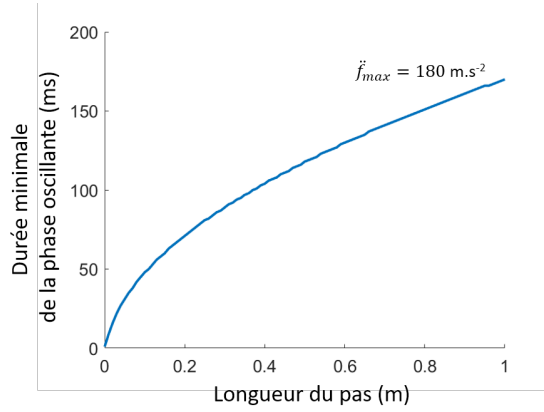


FIGURE 3.18 – Relation entre la longueur du pas et la durée minimale de la phase oscillante, étant donné le paramétrage de la trajectoire du pied oscillant par un polynôme de degré 5, la contrainte de posé du pied sans impact 3.19 et la contrainte d'accélération maximale du pied oscillant 3.8, ici fixée à  $180 \text{ m.s}^{-2}$ .

### Régulation des différentes stratégies

L'un des enjeux de la simulation du mouvement humain est de pouvoir représenter la variété de comportements observés dans les populations d'intérêt. Dans notre cas, cela revient à représenter différents types de régulation des stratégies de rattrapage. Cette régulation peut varier en fonction de la personne (capacités physiques, état psychologique, etc.), de la situation (risque objectif, supports disponibles, ...). Au sein de notre outil, cette régulation se fait via la fonction de coût 3.4, notamment via les pondérations entre les différentes composantes de cette fonction de coût. Il est donc primordial de pouvoir relier ces pondérations et les comportements associés. Les travaux sur ce sujet ont été entamés dans la thèse de Zohaib Aftab, notamment dans l'article Aftab et al. (2012). Ils ont ensuite été repris dans la thèse de Pascal Vallée avec une tentative de simplification de la forme et des termes de la fonction coût (Vallée, 2015).

Dans ce travail, la fonction de coût 3.4 a été réécrite sous la forme suivante :

$$\mathcal{L} = \frac{\|\dot{C}_{k+1} - \dot{C}_{obj}\|^2}{\dot{C}_{ref}^2} + \frac{W_s}{1 + w_h + w_f} \left( \frac{\|Z_{k+1} - F_{k+1}\|^2}{Z_{ref}^2} + w_h \frac{\|\ddot{\Theta}_{k+1}\|^2}{\ddot{\Theta}_{ref}^2} + w_f \frac{\|\ddot{F}_{k+1}\|^2}{\ddot{F}_{ref}^2} \right) \quad (3.23)$$

L'objectif de cette réécriture est double :

1. Normaliser - autant que possible - les différents termes afin de pouvoir les comparer entre eux. Pour cela les vecteurs  $\square_{ref}$  sont des vecteurs constants dont les valeurs correspondent à une estimation de la valeur maximale que peut prendre la variable. Par exemple,  $Z_{ref} = [\text{CoP}_{max}, \dots, \text{CoP}_{max}]^T$ .
2. Pouvoir manipuler indépendamment les différentes pondérations : utilisation relative des différentes stratégies (paramètres  $w_h$  et  $w_f$ ) ou compromis entre objectif principal et coût de mise en œuvre (paramètre  $W_s$ ).

Par simplicité, dans un premier temps, seules les stratégies en support fixe sont prises en compte. Nous avons alors évalué l'influence de la pondération relative  $W_s$  entre objectif principal et mise en œuvre des stratégies pour une situation de rattrapage d'équilibre à partir d'un état instable (vitesse

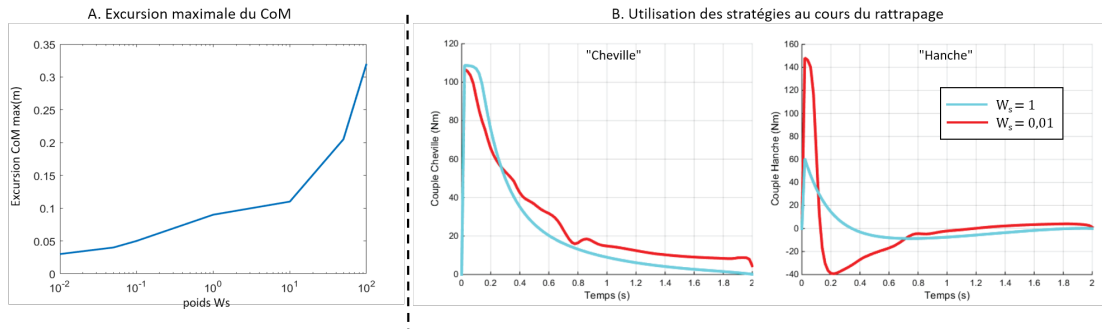


FIGURE 3.19 – Effet de la pondération  $W_s$  entre objectif principal et mise en œuvre de stratégies. A. Excursion maximale du CoM au cours du rattrapage pour différentes valeurs de  $W_s$  (échelle logarithmique); B. Utilisation des stratégies (couple “cheville” et couple “hanche”) pour deux valeurs de  $W_s$ .

initiale imposée de  $0,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). La pondération relative entre déplacement du CoP dans la BoS et accélération du volant d’inertie reste inchangée ( $w_h = 1$ ). Dans cette configuration plus  $W_s$  est fort, plus le coût associé à la mise en œuvre des stratégies est important par rapport à l’objectif de minimisation de la vitesse. Les conséquences, prévisibles, sont un arrêt (vitesse du CoM nulle) beaucoup moins rapide, avec une excursion maximale plus importante (cf. figure 3.19.A). Si l’on regarde l’influence de cette pondération  $W_s$  sur l’utilisation des stratégies, on observe (3.19.B) que celle-ci affecte prioritairement l’accélération du volant d’inertie, malgré la normalisation des termes et une pondération relative équivalente ( $w_h = 1$ ). Autrement dit, pour limiter le coût de mise en œuvre des stratégies sans pour autant trop impacter le contrôle de la vitesse du CoM, il est plus efficace de limiter l’utilisation du volant d’inertie (“stratégie de hanche”) que le déplacement du CoP dans la BoS (“stratégie de cheville”). C’est une manière d’illustrer le fait que, pour des situations de perturbations sub-maximales, la stratégie de “hanche” est moins efficace que la stratégie de “cheville”. Cette efficacité limitée peut s’expliquer par la phase de décélération du volant, qui suit nécessairement la phase d’accélération afin de limiter l’angle de rotation maximal. Cette phase de décélération a un coût en termes d’utilisation des stratégies et est contreproductive sur la décélération du CoM.

Nous avons utilisé la même situation pour étudier la pondération relative  $w_h$  entre les deux stratégies en support fixe. Cette fois-ci, la pondération relative entre objectif principal et mise en œuvre de stratégies  $W_s$  est maintenue constante ( $W_s = 1$ ) et  $w_h$  varie. La figure 3.20.A illustre bien le fait que la pondération  $w_h$  permet de faire varier l’utilisation relative du volant d’inertie par rapport au déplacement du CoM. De manière intéressante, la mise en forme de la fonction de coût 3.23 permet de faire varier  $w_h$  presque sans impacter l’objectif principal  $\|\dot{C}_{k+1}\|^2$ . On peut le voir sur la figure 3.20.B où les aires sous les courbes bleue et rouge (vitesses du CoM au cours du rattrapage pour deux valeurs extrêmes de  $w_h$ ) sont quasiment identiques. En revanche, comme l’illustre très bien cette figure, si l’objectif général est peu affecté, la trajectoire du CoM est largement impactée, avec un profil de vitesse du CoM qui reprend le profil typique de la stratégie majoritairement utilisée (comparer les profils de vitesse du CoM à ceux de l’utilisation des stratégies figure 3.19.B).

Ces résultats illustrent qu’il est possible de générer assez facilement différents comportements en modulant les pondérations entre les composantes de la fonction de coût. En particulier la mise en forme de cette fonction proposée dans la thèse de Pascal Vallée (cf. équation 3.23) rend ces pondérations relativement indépendantes les unes des autres et en permet une interprétation assez simple.

Cet aspect est intéressant pour générer des comportements mais aussi pour analyser des mouvements de rattrapage observés chez l’humain. En effet, il serait très intéressant de chercher à repro-

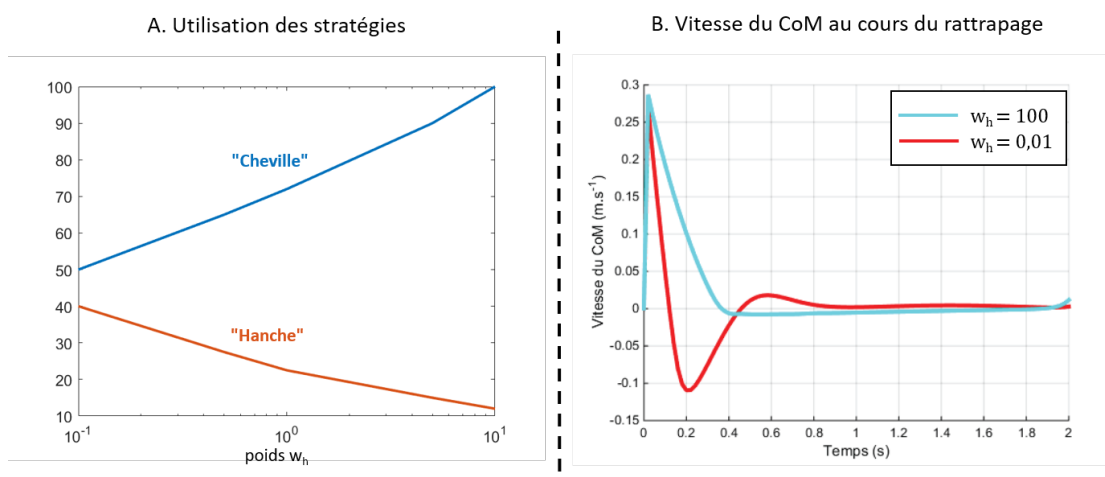


FIGURE 3.20 – Effet de la pondération  $w_h$  sur l'utilisation des deux stratégies ("cheville" et "hanche"). A. Utilisation de ces deux stratégies pour différentes valeurs de  $w_h$  (échelle logarithmique); B. Vitesse du CoM au cours du rattrapage pour deux valeurs de  $w_h$ .

duire ces mouvements de rattrapage à l'aide de l'outil de simulation, typiquement en recherchant les pondérations de la fonction de coût les plus appropriées via des techniques d'optimisation inverse (cf. par exemple [Panchea et al. \(2017\)](#) sur des tâches de marche). Le fait que les termes de la fonction de coût soient relativement indépendants facilite la recherche de la solution optimale (le jeu de pondérations des termes de la fonction de coût qui permet de reproduire au mieux les mouvements observés). Plus intéressant encore, le fait que ces pondérations soient interprétables permet d'analyser les comportements observés au travers des pondérations optimales. Cette piste mériterait d'être creusée, notamment chez des populations atypiques ou pathologiques.

### 3.3.5 Exemple d'application pour des perturbations typiques de transports en commun

Après avoir décrit le fonctionnement du contrôleur, l'objectif de ce paragraphe est d'illustrer son utilisation sur un cas concret, en l'occurrence des décélérations subies par des passagers de transport en commun. Nous avons vu dans la partie précédente (cf. [3.2.5](#)) que ce cas d'étude est délicat à gérer à l'aide de l'approche basée sur la capturabilité. Il est donc intéressant de voir si l'approche de simulation des actions de rattrapage mise en place permet de traiter ces cas de figure. Deux types de décélérations sont utilisés : l'une, relativement courte, où nous montrerons qu'il est possible de reproduire les cinématiques de rattrapage observées expérimentalement; l'autre, plus longue, qui sera utilisée pour mettre en évidence la question de la connaissance a priori de la perturbation à venir.

#### Décélérations courtes

Nous avons utilisé des données issues de mes travaux de thèse ([Robert, 2006](#)). Des sujets jeunes étaient installés debout sans appui sur une plate-forme soudainement accélérée vers l'arrière. Le profil d'accélération était une demi-sinusoïde de 400 ms et 10 m.s<sup>2</sup> d'amplitude maximale. Ce cas de figure représente une décélération de type choc léger d'un tramway pour des passagers debout dans le sens de la marche. Deux situations expérimentales ont été plus particulièrement étudiées : dans un

cas, la distance d'arrêt n'était pas contrainte (pas de consigne et plate-forme suffisamment longue), et les réactions observées, bien qu'importantes, étaient loin d'être maximales; dans l'autre la distance d'arrêt était limitée par une contrainte matérialisée par un élastique tendu devant les sujets et les réactions induites se rapprochaient des capacités de rattrapage maximales. La figure 3.21 illustre le rattrapage (profils de vitesse du CoM) d'un sujet typique dans les deux situations.

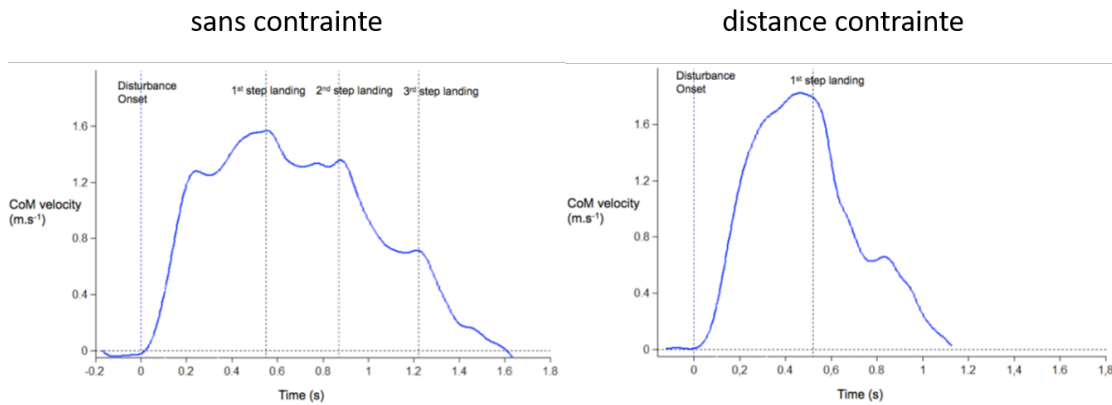


FIGURE 3.21 – Vitesse du CoM pour un sujet typique selon que la distance d'arrêt n'est pas (à gauche) ou est (à droite) contrainte. Les conditions expérimentales sont décrites dans le texte. On voit nettement l'effet de la contrainte sur la vitesse du CoM, qui chute brutalement après le premier pas, ainsi que sur son excursion (aire sous la courbe de vitesse).

Lors de sa thèse, Zohaib Aftab a utilisé l'outil de simulation développé pour simuler le rattrapage d'équilibre dans ces deux situations. Le contrôleur était similaire à celui décrit ci-dessus, et le modèle mécanique piloté était un simple pendule inversé non linéarisé. La durée des pas était optimisée comme indiqué dans le paragraphe 3.3.4. Afin de représenter les deux types de comportement observés en fonction de la présence ou l'absence de contrainte sur la distance d'arrêt, les paramètres de la fonction de coût ont été ajustés. A ce stade, l'ajustement était fait manuellement, et pour un seul sujet. Les détails des paramètres du modèle sont indiqués dans la thèse de Zohaib Aftab (2012).

Les résultats obtenus en terme de placement des pieds sont indiqués sur la figure 3.22. Il en ressort que le modèle utilisé est tout à fait capable de reproduire des rattrapages d'équilibre complexes (utilisation de trois stratégies différentes, y compris des pas de rattrapage multiples) pour des situations ne nécessitant pas l'utilisation maximale des stratégies. De même, il faut noter que l'ajustement des pondérations de la fonction de coût permet de représenter différents comportements, ici induits par une contrainte externe (cf. les résultats de la figure 3.22 avec ou sans contrainte sur la distance d'arrêt). Les travaux entrepris depuis sur une formulation plus explicite de la fonction de coût (cf. page 82) devraient permettre de simplifier ces ajustements. De la même manière, l'idée, déjà évoquée, d'utiliser une approche de contrôle optimal inverse pour déterminer les pondérations reproduisant au mieux les données expérimentales (Panchea et al., 2017, par ex.) semble être une piste de travail tout à fait appropriée.

### Perturbations plus longue : effet de la connaissance a priori de la perturbation

L'utilisation de perturbations courtes dans le paragraphe précédent permet de simplifier grandement le problème, notamment sur la perception de la perturbation. En effet, dès la fin de la perturbation, le modèle interne et le modèle physique évoluent de manière très similaire, et l'état réel est très

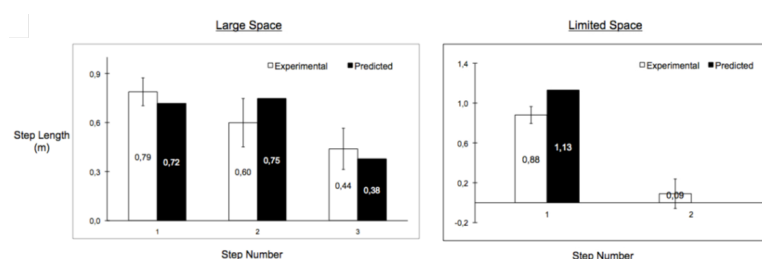


FIGURE 3.22 – Longueur des pas de rattrapage observés et simulés pour les deux conditions (avec ou sans contrainte sur la distance d’arrêt). Les conditions expérimentales sont décrites dans le texte. Les pondérations de la fonction de coût du modèle ont été ajustées entre les deux conditions.

proche de l’état prévu par le contrôleur. En revanche, lorsque le système physique subit une perturbation qui n’est pas prise en compte par le modèle interne, les états réels s’éloignent des états prévus. Cela peut être contrebalancé par différents mécanismes, tels qu’une mise à jour plus fréquente des prédictions, ou l’intégration d’une connaissance a priori de la perturbation dans le modèle interne du contrôleur. Ces mécanismes impactent très fortement les réactions engendrées et cet aspect est d’autant plus critique que les perturbations sont longues.

Cela peut être illustré par le cas typique d’un passager debout lorsque le métro démarre. Si ce passager est familier du métro, il sait qu’il s’agit d’une perturbation relativement longue (plusieurs secondes), avec une amplitude assez importante mais atteinte de manière très graduelle. Il peut donc intégrer une forme de connaissance a priori de cette perturbation, et ainsi avoir une réaction beaucoup plus efficace sur les plans énergétique ou attentionnel. On peut observer des personnes rester debout sans appui et continuer à lire lors des entrées et sorties de stations par exemple. Le phénomène d’anticipation est clairement révélé lorsqu’un événement imprévu, même léger, arrive lors de cette phase (le cas typique d’un arrêt juste après le démarrage), causant de réelles difficultés d’équilibre pour ces personnes. A l’inverse, une personne sans connaissance a priori de cet environnement aura beaucoup plus de mal à conserver son équilibre lors des phases d’entrée / sorties de station classiques sans interrompre sa tâche en cours et/ou avoir recours à des prises d’appuis supplémentaires.

Ces questions peuvent être abordées à différents niveaux de l’outil de modélisation proposé. Un aspect est la gestion des appels au contrôleur. Initialement, cet appel se faisait de manière régulière et relativement fréquente. Nous avons montré dans la thèse de Pascal Vallée qu’il était tout à fait possible d’effectuer ces appels de manière beaucoup moins fréquente mais en rajoutant des alertes basées sur une divergence entre l’état prévu et l’état perçu. Un autre aspect est l’intégration dans le “modèle interne” d’une connaissance a priori de la perturbation. Cela permet de faire émerger des stratégies d’anticipation : début de réaction avant le début de la perturbation et/ou réaction adaptée à la perturbation en cours et à venir. Ce dernier cas est illustré sur l’exemple ci-dessous. L’objectif est de montrer : 1) la possibilité de prendre en compte très simplement cet aspect dans notre outil (et ainsi illustrer l’intégration du contrôleur dans l’environnement de simulation) ; 2) l’influence de cette connaissance a priori sur les réactions prédites.

La perturbation considérée, issue du projet européen SAFEINTERIORS (Verriest et al., 2010), était typique d’un freinage d’urgence de tramway : rampe de montée en accélération à jerk constant ( $4 \text{ m.s}^3$ ) suivi d’un plateau d’accélération ( $4 \text{ m.s}^2$ ) pour une durée totale de 2 secondes (profil temporel similaire à ceux présentés dans les figures 3.6 ou 3.12.A).

La connaissance a priori de cette perturbation a été intégrée dans le “contrôleur interne”. La première étape consiste à modifier l’équation 1.1 régissant la dynamique du système pour intégrer l’accélération de la plateforme  $\ddot{p}_{fc}$  :

$$\ddot{\mathbf{c}} = \frac{\mathbf{g}}{h}(\mathbf{c} - \mathbf{z}) - \frac{\bar{\mathbf{J}}}{mh}\ddot{\boldsymbol{\theta}} + \ddot{\mathbf{p}}_{fc} \quad (3.24)$$

La deuxième étape consiste à définir cette connaissance de la perturbation  $\ddot{\mathbf{p}}_{fc}$ . Quatre scénarios sont testés :

- (a) sans anticipation : le cas initial, avant l'intégration explicite de l'anticipation, qui revient pour le modèle à anticiper une perturbation nulle :  $\ddot{\mathbf{p}}_{fc} = \mathbf{0}$ ;
- (b) anticipation moyenne : anticipation d'une accélération constante d'une seconde égale à la moyenne de l'accélération réelle lors de la dernière seconde;
- (c) anticipation instantanée : anticipation d'une accélération constante d'une seconde égale à l'accélération instantanée;
- (d) anticipation parfaite : connaissance exacte du profil d'accélération à venir.

Dans les 4 scénarios, l'anticipation était annulée dès la fin de la perturbation. Les durées de pas étaient imposées pour faciliter les comparaisons.

Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 3.23. Les différences de comportements entre les 4 scénarios sont très importantes. Plus la connaissance a priori est correcte, plus la réponse apportée est efficace. On voit qu'avec une connaissance a priori correcte de la perturbation, les actions entreprises arrivent en avance (cf. le premier pas vers l'avant dans le scénario d), sont relativement faibles et limitent de manière drastique l'excursion du CoM.

Cet exemple illustre l'influence très importante de cette connaissance a priori sur la régulation des actions de rattrapage et sur la performance globale de la tâche de contrôle de l'équilibre. Nous avons montré que cet aspect était relativement simple à intégrer. Cependant, nous ne savons pas, à l'heure actuelle, quel scénario et quels paramètres permettent de représenter des situations réalistes. Une piste de travail particulièrement intéressante consisterait à étudier les phénomènes d'apprentissage et d'adaptation face à ces perturbations. Ce type d'étude a été mené sur le maintien de l'équilibre, mais principalement pour des perturbations continues aléatoires (cf. [Hak et al., 2012](#), par ex.) et l'adaptation est généralement quantifiée sur la performance globale ou l'utilisation des stratégies. Il serait particulièrement intéressant de combiner une étude expérimentale sur l'apprentissage d'une perturbation d'équilibre unitaire, telle que celles présentées ici, et une approche de type contrôle optimal inverse pour déterminer comment l'exposition répétée à cette perturbation modifie les paramètres de contrôle du modèle, en particulier la représentation a priori de la perturbation.

### 3.3.6 Bilan et perspectives de recherche

Nous avons présenté dans cette partie nos travaux concernant la simulation du rattrapage d'équilibre intégrant la gestion des réactions de rattrapage. Cette approche, très globale, permet de représenter des mécanismes de contrôle beaucoup plus fins que l'approche présentée dans la partie précédente (approche consistant à négliger la régulation des actions de rattrapage pour ne considérer que les réactions a priori les plus efficaces). Nous avons décrit cette approche et présenté quelques résultats sous forme de preuve de concept. Cette approche paraît ainsi prometteuse mais des développements restent nécessaires pour la rendre complètement opérationnelle sur des cas concrets.

Plusieurs pistes de travail ont été évoquées tout au cours de cette partie. Elles peuvent se regrouper en quelques grands axes plus ou moins prospectifs :

1. Le contrôleur prédictif utilisé et présenté ici présentait un certain nombre de limitations, qui en limitait l'usage. Les travaux menés dans le cadre du post-doctorat d'Adrien Pajon, financé par le projet ANR EquiSim et co-encadré avec Pierre-Brice Wieber de l'INRIA Grenoble, ont permis de pallier ces difficultés. Cela concerne notamment l'implémentation d'une version 3D (avec 2

pieds) du contrôleur, alors que la plupart des travaux présentés dans ce manuscrit ont été réalisés dans le plan sagittal uniquement. Par ailleurs, une méthode de linéarisation des contraintes non-linéaires a permis d'intégrer le déplacement vertical du CoM et la prise d'appuis non coplanaires. L'implémentation et les preuves de concepts ont été réalisées mais l'évaluation de ces apports est toujours en cours. Ils ouvrent de plus de nouvelles possibilités d'étude. Par exemple, le fait d'intégrer les deux pieds dans le contrôleur permet de représenter les phénomènes d'APA (cf. section 2.2) lors de l'initiation de la marche ou du pas de rattrapage, qui étaient représentés pour l'instant par un simple délai imposé avant l'exécution d'un pas.

2. Une étape importante consiste à formaliser l'écosystème de simulation présenté au paragraphe 3.3.1. La première étape consiste à mettre en place l'architecture, sans développer l'ensemble des blocs. Certains de ces blocs, tels que la modélisation des capteurs sensoriels et surtout l'intégration de ces signaux pour l'estimation d'état (intégration sensorielle) demanderont un développement spécifique. Pour d'autres (contrôleur "bas niveau" par exemple) il s'agira plutôt de trouver les outils existants les plus adaptés. Une partie de ces travaux sera menée dans le cadre du projet EquiSim, notamment dans le post-doctorat de Toufik Bentaleb.
3. De manière plus ciblée, l'idée de mettre en place des techniques de type contrôle optimal inverse pour déterminer certains paramètres de contrôle et leur évolution entre différentes populations ou suite à une exposition répétée à une perturbation semble être une piste très prometteuse. Elle permettrait de mieux comprendre les mécanismes d'adaptation observés chez les sujets (apprentissage d'une situation, prise en compte de ses capacités, ...) et de pouvoir intégrer ces phénomènes dans la simulation.
4. Un point important qui n'a pas été abordé dans ce manuscrit concerne l'estimation des conséquences d'une éventuelle chute ou impact contre l'environnement. Le lien entre cinématique de rattrapage et risque lésionnel a été rapidement abordé dans le projet européen SAFEINTERRIORS (Chevalier et al., 2010). Cependant, les modèles présentés dans ce chapitre ne s'intéressent qu'aux actions de rattrapage qui tendent à limiter le déséquilibre. Or, il est courant, en cas de forte perturbation, de chercher prioritairement à limiter les conséquences de l'impact plutôt que de chercher à éviter la chute. Il serait particulièrement intéressant d'arriver à intégrer ces stratégies de mitigation du risque lésionnel dans la prédiction des réactions à la perturbation. Encore une fois, certains travaux en robotique ont ouvert des pistes méthodologiques (par ex. Goswami et al., 2013), mais leur application à l'humain reste encore un problème très ouvert et peu abordé à ma connaissance.
5. Enfin, une perspective très intéressante et plus applicative provient du regain d'intérêt pour les questions d'équilibre des passagers debout dans les transports en commun du fait du développement de véhicules "autonomes" (bus et navettes à délégation de conduite). En effet, la gestion des dynamiques de freinage/accélération/virages pour ces véhicules, et notamment du compromis confort/équilibre vs. performances, était largement prise en charge par le conducteur. La délégation de conduite nécessite de réaborder cette question puisque les profils d'accélération doivent être formalisés par les ingénieurs en charge du développement des automates de conduite. Il y a donc une demande pour évaluer ces dynamiques vis-à-vis du risque de chute, voire pour proposer des solutions moins pénalisantes pour les occupants et l'exploitation. Répondre à ces demandes passe notamment par l'utilisation de modèles permettant de simuler le maintien de l'équilibre dans des situations complexes et fortement perturbées telles que celles présentées dans cette section. Par ailleurs, ces véhicules représentent des plate-formes expérimentales extrêmement intéressantes, permettant d'étudier des situations de perturbation d'équilibre longues et complexes, difficiles à reproduire en laboratoire. Or, le manque de données expérimentales représentait un frein au développement et à la validation des modèles. Il y a donc là une opportunité à saisir. Plusieurs éléments devraient me permettre d'en profiter :

mon implication dans le projet ENA (Expérimentation des Navettes Autonomes, investissement d'avenir ADEME), l'achat en parallèle d'une navette autonome par l'Ifsttar et l'accès aux pistes d'essais de l'équipement Transpolis.

---

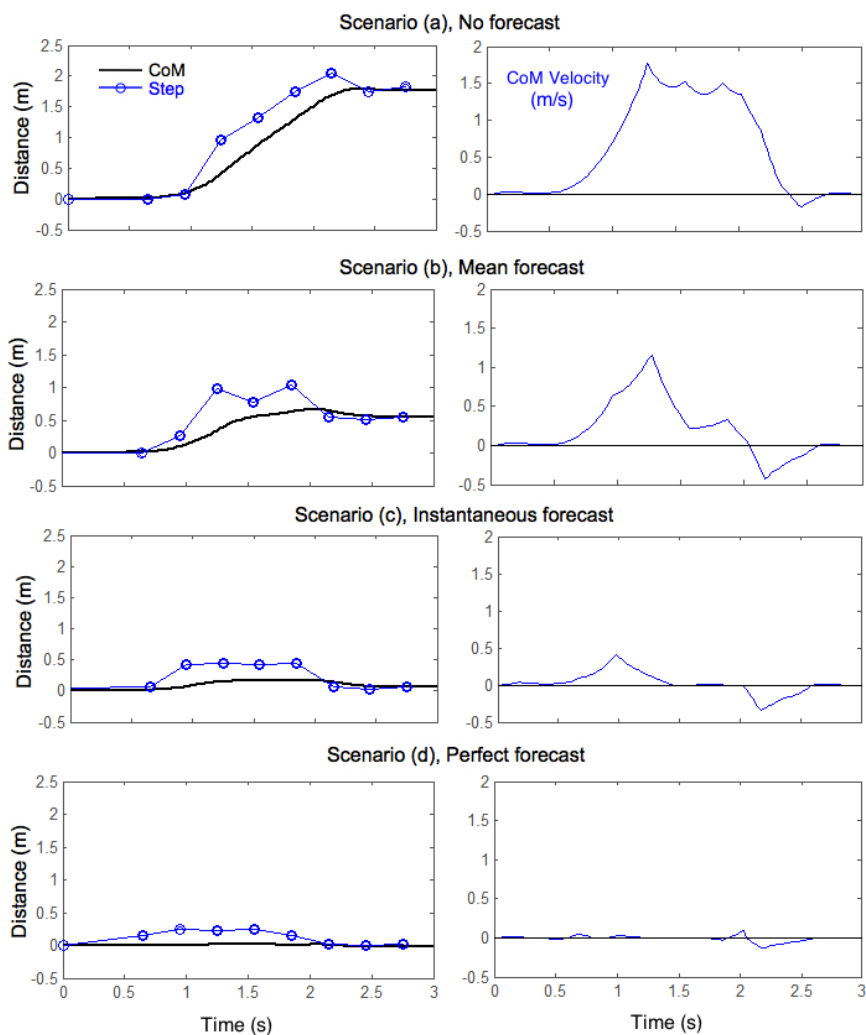


FIGURE 3.23 – Rattrapages d'équilibre simulés pour une perturbation longue (2 secondes, cf. description dans le texte) avec 4 hypothèses différentes de connaissance a priori de la perturbation par le contrôleur. Plus cette connaissance est correcte, plus les réactions sont appropriées (vitesse et excursion du CoM limitées, longueurs des pas de rattrapage réduites,...).

### 3.4 Références

- Ackermann, M. and Bogert, A. J. v. d. (2010). Optimality principles for model-based prediction of human gait. *Journal of Biomechanics*, 43(6) :1055 – 1060. [71](#)
- Ackermann, M. and van den Bogert, A. J. (2012). Predictive simulation of gait at low gravity reveals skipping as the preferred locomotion strategy. *Journal of Biomechanics*, 45(7) :1293–1298. [71](#)
- Aftab, Z. (2012). *Simulation dynamique de perte d'équilibre : Application aux passagers debout de transport en commun*. phdthesis, Université de Lyon. [52](#), [69](#), [77](#), [85](#)
- Aftab, Z., Robert, T., and Wieber, P.-B. (2012). Ankle, hip and stepping strategies for humanoid balance recovery with a single Model Predictive Control scheme. In *2012 12th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 159–164. [80](#), [82](#)
- Aftab, Z., Robert, T., and Wieber, P.-B. (2016). Balance Recovery Prediction with Multiple Strategies for Standing Humans. *PLOS ONE*, 11(3) :e0151166. [52](#), [77](#)
- Anderson, F. C. and Pandy, M. G. (2001). Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, 123(5) :381–390. [71](#)
- Audren, H., Vaillant, J., Kheddar, A., Escande, A., Kaneko, K., and Yoshida, E. (2014). Model preview control in multi-contact motion-application to a humanoid robot. In *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4030–4035. [71](#)
- Bailly, F., Carpentier, J., Pinet, B., Soueres, P., and Watier, B. (2018). A Mechanical Descriptor of Human Locomotion and its Application to Multi-Contact Walking in Humanoids. In *2018 7th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (Biorob)*, pages 350–356. [68](#)
- Bellet, T., Mayenobe, P., Bornard, J.-C., Gruyer, D., and Claverie, B. (2012). A computational model of the car driver interfaced with a simulation platform for future Virtual Human Centred Design applications : COSMO-SIVIC. *Engineering Applications of Artificial Intelligence*, 25(7) :1488–1504. [70](#)
- Bjornstig, U., Albertsson, P., Bjornstig, J., Bylund, P., Falkmer, T., and Petzall, J. (2005). Injury events among bus and coach occupants- non-crash injuries as important as crash injuries. *IATSS Research*, 29(1) :79. [63](#)
- Bornard, J.-C., Sassman, M., and Bellet, T. (2016). Use of a computational simulation model of drivers' cognition to predict decision making and behaviour while driving. *Biologically Inspired Cognitive Architectures*, 15 :41–50. [70](#)
- Caron, S., Pham, Q. C., and Nakamura, Y. (2017). ZMP Support Areas for Multicontact Mobility Under Frictional Constraints. *IEEE Transactions on Robotics*, 33(1) :67–80. [68](#)
- Chevalier, M.-C., Hanen, G., and Robert, T. (2010). Head injury risk evaluation for standing passengers in rail transport. In *Proceedings of the 2010 International Research Council Of Biomechanics of Injury Conference, 15-17 September 2010, Hanover (Germany)*. [88](#)
- Collette, C., Micaelli, A., Andriot, C., and Lemerle, P. (2008). Robust balance optimization control of humanoid robots with multiple non coplanar grasps and frictional contacts. In *2008 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3187–3193. [68](#)

- Cyr, M.-A. and Smeesters, C. (2007). Instructions limiting the number of steps do not affect the kinetics of the threshold of balance recovery in younger adults. *Journal of Biomechanics*, 40(13) :2857–2864. 51
- Cyr, M.-A. and Smeesters, C. (2009). Kinematics of the threshold of balance recovery are not affected by instructions limiting the number of steps in younger adults. *Gait & Posture*, 29(4) :628–633. 78, 79
- Dai, H. (2016). *Robust multi-contact dynamical motion planning using contact wrench set*. Thesis, Massachusetts Institute of Technology. 68
- Dimitrov, D., Paolillo, A., and Wieber, P.-B. (2011). Walking motion generation with online foot position adaptation based on l1- and l-infini -norm penalty formulations. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 3523–3529. 81
- Feng, S., Whitman, E., Xinjilefu, X., and Atkeson, C. G. (2015). Optimization-based Full Body Control for the DARPA Robotics Challenge. *Journal of Field Robotics*, 32(2) :293–312. 70
- Fonollosa, Y., Tisserand, R., Hamed, S. B., Robert, T., Cheze, L., and Chabaud, P. (2017). Évaluation du contrôle inhibiteur lors de l'initiation d'un pas volontaire dans une tâche de temps de réaction de choix. *Neurophysiologie Clinique*, 47(5) :342. 57
- Goswami, A. and Kallem, V. (2004). Rate of change of angular momentum and balance maintenance of biped robots. In *Proc. IEEE International Conference on Robotics and Automation ICRA '04*, volume 4, pages 3785–3790. 68
- Goswami, A., Yun, S.-k., Nagarajan, U., Lee, S.-H., Yin, K., and Kalyanakrishnan, S. (2013). Direction-changing fall control of humanoid robots : theory and experiments. *Autonomous Robots*, pages 1–25. 88
- Graaf, B. D. and Van Weperen, W. (1997). The Retention of Balance : An Exploratory Study into the Limits of Acceleration the Human Body Can Withstand without Losing Equilibrium. *Human Factors*, 39(1) :111–118. 61, 64, 65, 66
- Hak, L., Houdijk, H., Steenbrink, F., Mert, A., van der Wurff, P., Beek, P. J., and van Dieën, J. H. (2012). Speeding up or slowing down? : Gait adaptations to preserve gait stability in response to balance perturbations. *Gait & Posture*, 36(2) :260–264. 87
- Herdt, A., Diedam, H., Wieber, P.-B., Dimitrov, D., Mombaur, K., and Diehl, M. (2010). Online Walking Motion Generation with Automatic Footstep Placement. *Advanced Robotics*, 24(5-6) :719–737. 75
- Hof, A. L. and Curtze, C. (2016). A stricter condition for standing balance after unexpected perturbations. *Journal of Biomechanics*, 49(4) :580–585. 51
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., and Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1) :1–8. 49, 50
- Hsiao-Wecksler, E. T. and Robinovitch, S. N. (2007). The effect of step length on young and elderly women's ability to recover balance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(5) :574–580. 51, 54, 77
- Kaplan, M. L. and H. Heegaard, J. (2001). Predictive algorithms for neuromuscular control of human locomotion. *Journal of Biomechanics*, 34(8) :1077–1083. 71
- Khadij, M., Herzog, A., Moosavian, S. A. A., and Righetti, L. (2016). Step Timing Adjustment : A Step toward Generating Robust Gaits. *arXiv :1610.02377 [cs]*. arXiv : 1610.02377. 80

- King, M. B., Judge, J. O., and Wolfson, L. (1994). Functional base of support decreases with age. *Journal of Gerontology*, 49(6) :M258–263. [50](#)
- Kooij, H. v. d., Jacobs, R., Koopman, B., and Grootenboer, H. (1999). A multisensory integration model of human stance control. *Biological Cybernetics*, 80(5) :299–308. [69](#), [70](#), [71](#)
- Kooij, H. v. d., Jacobs, R., Koopman, B., and van der Helm, F. (2001). An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biological cybernetics*, 84(2) :103–115. [69](#), [71](#)
- Koolen, T., Bertrand, S., Thomas, G., de Boer, T., Wu, T., Smith, J., Engelsberger, J., and Pratt, J. (2016). Design of a Momentum-Based Control Framework and Application to the Humanoid Robot Atlas. *International Journal of Humanoid Robotics*, 13(01) :1650007. [70](#)
- Koolen, T., Boer, T. d., Rebula, J., Goswami, A., and Pratt, J. (2012). Capturability-based analysis and control of legged locomotion, Part 1 : Theory and application to three simple gait models. *The International Journal of Robotics Research*, 31(9) :1094–1113. [50](#), [51](#), [53](#), [60](#)
- Kuo, A. D. (1995). An optimal control model for analyzing human postural balance. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 42(1) :87–101. [69](#)
- Kuo, A. D. (2005). An optimal state estimation model of sensory integration in human postural balance. *Journal of Neural Engineering*, 2(3) :S235. [69](#), [70](#), [71](#)
- Lin, Y.-C. and Pandy, M. G. (2017). Three-dimensional data-tracking dynamic optimization simulations of human locomotion generated by direct collocation. *Journal of Biomechanics*, 59 :1–8. [71](#)
- Mergner, T. (2007). Modeling sensorimotor control of human upright stance. *Progress in brain research*, 165 :283–297. [71](#)
- Mergner, T. and Rosemeier, T. (1998). Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions—a conceptual model. *Brain Research Reviews*, 28(1) :118–135. [71](#)
- Mergner, T., Schweigart, G., and Fennell, L. (2009). Vestibular humanoid postural control. *Journal of Physiology-Paris*, 103(3–5) :178–194. [69](#)
- Mille, M.-L., Rogers, M. W., Martinez, K., Hedman, L. D., Johnson, M. E., Lord, S. R., and Fitzpatrick, R. C. (2003). Thresholds for inducing protective stepping responses to external perturbations of human standing. *J Neurophysiol*, 90(2) :666–674. [58](#)
- Miller, R. H. and Hamill, J. (2015). Optimal footfall patterns for cost minimization in running. *Journal of Biomechanics*, 48(11) :2858–2864. [71](#)
- Moglo, K. E. and Smeesters, C. (2006). Effect of age and the nature of the postural perturbation on the threshold of balance recovery. In *30th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Blacksburg VA*. [54](#)
- Omino, K. (2006). A New Method to Evaluate Ride Comfort Under Braking Conditions. *Railway Technology Avalanche*, 15 :89. [61](#), [65](#), [66](#)
- Owings, T. M., Pavol, M. J., and Grabiner, M. D. (2001). Mechanisms of failed recovery following postural perturbations on a motorized treadmill mimic those associated with an actual forward trip. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 16(9) :813–819. [51](#)

- Pai, Y. C. and Patton, J. (1997). Center of mass velocity-position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30(4) :347–354. [49](#), [50](#)
- Pajon, A. and Wieber, P. (2019). Safe 3D Bipedal Walking through Linear MPC with 3D Capturability. In *2019 International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pages 1404–1409. [73](#)
- Panchea, A. M., Miossec, S., Buttelli, O., Fraisse, P., Van Hamme, A., Welter, M.-L., and Ramdani, N. (2017). Gait analysis using optimality criteria imputed from human data. *IFAC-PapersOnLine*, 50 :13510–13515. [84](#), [85](#)
- Pereira, M. S. and Hecht, M. (2001). Passive Safety in Urban Railway Systems, Light Rail Vehicle, Accident Statistics. Technical report, Instituto Superior Tecnico Lisbon. [63](#)
- Porsa, S., Lin, Y.-C., and Pandey, M. G. (2016). Direct Methods for Predicting Movement Biomechanics Based Upon Optimal Control Theory with Implementation in OpenSim. *Annals of Biomedical Engineering*, 44(8) :2542–2557. [71](#)
- Powell, J. P. and Palacín, R. (2015). Passenger Stability Within Moving Railway Vehicles : Limits on Maximum Longitudinal Acceleration. *Urban Rail Transit*, 1(2) :95–103. [61](#), [63](#)
- Pratt, J., Carff, J., Drakunov, S., and Goswami, A. (2006). Capture Point : A Step toward Humanoid Push Recovery. In *2006 6th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pages 200–207. [49](#), [50](#), [52](#)
- Qiu, Z. (2012). *Déplacement d'un mannequin virtuel dans un environnement encombré : simulation de mouvement en intégrant les contraintes d'équilibre*. PhD thesis, Université Paris VI. [68](#)
- Qiu, Z., Escande, A., Micaelli, A., and Robert, T. (2011). Human motions analysis and simulation based on a general criterion of stability. In *Proceedings of the First International Symposium on Digital Human Modeling, June 14th-16th 2011, Lyon*. [68](#)
- Robert, T. (2006). *Analyse biomécanique du maintien de l'équilibre debout suite à une accélération transitoire de la surface d'appui - Application à l'amélioration de la protection des passagers de transports en commun*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées de Lyon. [84](#)
- Robert, T., Beillas, P., Maupas, A., and Verriest, J.-P. (2007). Conditions of possible head impacts for standing passengers in public transportation : an experimental study. *International Journal of Crashworthiness*, 12(3) :319–327. [48](#)
- Robert, T., Qiu, Z., Causse, J., Escande, A., and Micaelli, A. (2011). A dynamic stability analysis of the sit-to-stand transfer. In *Proceedings of the XXIIIrd congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, Belgium, 3 - 7 July 2011*. [68](#)
- Robert, T., Vallée, P., Tisserand, R., Buloup, F., Bariatinsky, D., Vercher, J. L., Fitzpatrick, R. C., and Mille, M. L. (2018). Stepping boundary of external force-controlled perturbations of varying durations : Comparison of experimental data and model simulations. *Journal of Biomechanics*, 75 :89–95. [58](#), [60](#)
- Suzuki, Y., Nomura, T., Casadio, M., and Morasso, P. (2012). Intermittent control with ankle, hip, and mixed strategies during quiet standing : A theoretical proposal based on a double inverted pendulum model. *Journal of Theoretical Biology*, 310 :55–79. [69](#)
- Thelen, D., Wojcik, L., Schultz, A., Ashton-Miller, J., and Alexander, N. (1997). Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. *The Journals of Gerontology : Series A*, 52(1) :M8. [51](#), [54](#), [57](#), [58](#), [77](#)

- Tisserand, R. (2015). *Mécanismes du rattrapage de l'équilibre et évaluation du risque de chute chez une population âgée autonome*. PhD thesis, Lyon I. 57
- Tisserand, R., Robert, T., Chabaud, P., and Cheze, L. (2016). protective stepping strategies of elderly fallers and non fallers. In *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*, Lyon. 48
- Vallée, P. (2015). *Estimation du risque de chute suite à une perturbation d'équilibre*. PhD thesis, Université Claude Bernard-Lyon I. 52, 53, 69, 77, 82
- Vallée, P., Chabaud, P., and Robert, T. (2016). Influence of the perturbation profile on the balance recovery threshold. In *22nd Congress of the European Society of Biomechanics*, Lyon. 48
- Vallée, P. and Robert, T. (2015). Influence of the strategies and biomechanical parameters on the capacity to handle balance perturbation : a numerical assessment. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(sup1) :2074–2075. 56
- Vallée, P., Tisserand, R., and Robert, T. (2015). Possible recovery or unavoidable fall? A model to predict the one step balance recovery threshold and its stepping characteristics. *Journal of Biomechanics*, 48(14) :3905–3911. 52, 53
- van den Bogert, A. J., Blana, D., and Heinrich, D. (2011). Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. *Procedia IUTAM*, 2 :297–316. 71
- Verriest, J. P., Hétier, M., Chevalier, M. C., Robert, T., and Beillas, P. (2010). Kinematics of a Standing Passenger Subjected to an Emergency Braking Deceleration Pulse. In Lim, C. T. and Goh, J. C. H., editors, *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010)*. August 1-6, 2010 Singapore, IFMBE Proceedings, pages 87–90. Springer Berlin Heidelberg. 86



## Chapitre 4

# Conclusion et perspectives de recherche

*« Qui d'entre nous n'est pas tiraillé entre le désir de cultiver son jardin et celui de sauter à la gorge de l'aventure ? »*

---

Sylvain Tesson, "Un été avec Homère"

### Sommaire

---

<b>4.1 Bilan</b>	<b>98</b>
<b>4.2 Perspectives</b>	<b>98</b>
4.2.1 Développements méthodologiques	98
4.2.2 Applications	100
4.2.3 Équilibre des personnes dans les transports	101
<b>4.3 Intégration du projet dans l'environnement de recherche</b>	<b>102</b>
<b>4.4 Derniers mots</b>	<b>102</b>
<b>4.5 Références</b>	<b>103</b>

---

## 4.1 Bilan

Ce mémoire d'habilitation à diriger des recherches présente mes travaux sur le maintien de l'équilibre debout chez l'humain. Ils concernent principalement le développement d'outils et de méthodes pour analyser et simuler les mécanismes de régulation de l'équilibre potentiellement mis en défaut lors d'une chute. Une des particularités est la prise en compte de la dynamique et des contraintes du système mécanique qu'est le corps humain. Nous avons fait le choix d'utiliser des représentations très simples de ce système mécanique qui permettent néanmoins de rendre compte des principaux phénomènes en jeu.

Après une présentation des principaux concepts associés au maintien de l'équilibre (Chapitre 1), deux types d'études ont été présentés :

1. l'analyse des mécanismes de maintien de l'équilibre lors de la marche (Chapitre 2), dans le but de comprendre comment la contrainte d'équilibre impacte la marche et d'identifier d'éventuelles déficiences;
2. la simulation du maintien de l'équilibre perturbé (Chapitre 3), dans le but d'identifier les situations engendrant un risque de chute important et éventuellement d'y remédier.

Il est évident que ces travaux n'ont - malheureusement - pas été réalisés de manière aussi linéaire et que les effets d'opportunité et les remises en perspective successives ont largement contribué à générer un ensemble beaucoup plus... foisonnant. Le résultat n'est donc pas toujours aussi cohérent qu'il pourrait l'être. Un exemple parmi d'autres concerne la simulation du maintien et du rattrapage d'équilibre au cours de la marche : l'enjeu est de taille, nous nous sommes dotés d'outils permettant d'aborder cette question (cf. section 3.3), cela permettrait de faire le lien entre les observations du chapitre 2 et les travaux de simulation du chapitre 3, mais nous n'avons pas encore de résultats concrets à ce sujet.

Enfin, cette présentation est évidemment loin d'être exhaustive et fait l'impasse sur une partie de mes travaux concernant la cinématique et la dynamique du mouvement humain, que ce soit sur les aspects méthodologiques (Bonnet et al., 2017; Dumas et al., 2015; Robert et al., 2013, 2007, 2017a,b) ou l'analyse de différentes activités (Robert et al., 2014; Rouard et al., 2016; Soni et al., 2013)

## 4.2 Perspectives

Les limites de ces travaux, et les perspectives qui en découlent, ont été présentées au fil du manuscrit. De manière classique, il est possible de regrouper ces perspectives en deux grands axes : des développements méthodologiques, assez techniques et ciblés, et l'utilisation des outils d'analyse et de simulation pour l'étude de nouveaux cas applicatifs.

### 4.2.1 Développements méthodologiques

De nombreuses pistes de travail découlent des limites des outils présentés dans ce manuscrit. Il s'agit de travaux relativement amont, visant à poursuivre l'effort de compréhension des mécanismes de maintien de l'équilibre, ou de travaux plus techniques, notamment les développements possibles des outils de simulation. Ces pistes de travail sont nombreuses et seront développées en lien avec les besoins des cas d'études applicatifs, décrits dans la section suivante.

#### Compléments d'analyse des mécanismes de régulation de l'équilibre au cours de la marche

Certains aspects de ces mécanismes ont été peu étudiés jusqu'à présent. On peut mentionner la régulation du CoP et du moment cinétique (WBAM) lors des phases de simple appui, ou les mécanismes

de régulation de l'équilibre mis en œuvre lors des phases de double appui. Outre la description de ces mécanismes, il faudrait continuer à s'intéresser à la régulation entre ces différents mécanismes. Un exemple est l'analyse des synergies (au sens donné dans la section 2.4) entre largeur de pas, durée de phase de simple appui et déplacement du CoP pour le contrôle de l'équilibre dans le plan frontal. Enfin, il faut évidemment envisager de retourner vers une description des mécanismes et des régulations à l'échelle neuro-physiologique (par opposition à l'échelle globale des stratégies utilisée dans ce manuscrit, cf. section 1.3.1), avec par exemple l'étude des synergies musculaires permettant la régulation du CoP et du WBAM (poursuite de travaux entamés lors de mon post-doctorat (Robert et al., 2008), en lien avec les travaux récents du laboratoire Moissenet et al. (2017); Moissenet and Dumas (2017)).

### **Poursuite du développement du contrôleur prédictif**

La difficulté à prendre en compte des contacts non-coplanaires est un des points limitants du contrôleur prédictif présenté dans ce manuscrit. Sur la base de travaux de l'équipe de Pierre-Brice Wieber (Serra et al., 2016), une première solution permettant d'intégrer la prise de contacts non-coplanaires dans la prédiction du mouvement de rattrapage, tout en conservant un problème d'optimisation quadratique, a été récemment proposée dans le post-doctorat d'Adrien Pajon. Il reste néanmoins à évaluer cette approche et ses limites.

A terme, il est cependant probable que le fait de se contraindre à un problème quadratique apporte plus de difficultés que d'avantages. De nombreux travaux sur la synthèse de mouvements proposent des contrôleurs non-linéaires pour générer des mouvements optimaux du corps complet (par ex. Ackermann and Bogert, 2010; Lin and Pandy, 2017). Bien que ces méthodes commencent à arriver à maturité, elles restent néanmoins relativement complexes et difficilement utilisables dans le cadre de l'approche de simulation proposée, qui nécessite de multiples appels au contrôleur en fonction de l'évolution de l'environnement et de l'état perçu du système. Cette bascule vers un contrôleur non-linéaire, si elle apparaît inévitable à terme, devra se faire avec précaution et uniquement lorsque les aspects numériques associés seront bien maîtrisés.

Un autre aspect consiste à intégrer la mitigation des conséquences de la chute dans le choix des réactions. Il pourrait s'agir d'une avancée particulièrement intéressante pour les scénarios fortement perturbés, en particulier pour étudier les conséquences lésionnelles des chutes. Cependant la représentation actuelle du corps dans le contrôleur ("modèle interne"), basée sur un modèle linéaire très simple, va s'avérer très rapidement limitante pour aborder ces questions. On rejoint donc le point précédent du passage à un problème d'optimisation non-linéaire.

Enfin, la mise en œuvre de techniques du type contrôle optimal inverse permettrait de déterminer les fonctions de coût permettant de reproduire au mieux les réactions observées expérimentalement. L'intérêt n'est pas tant un meilleur "tuning" de nos modèles que la compréhension des réactions de différentes populations (typiquement saines vs. lésées) à une même situation.

### **Mise en œuvre de l'ensemble de l'approche de simulation des actions de rattrapage**

Le principe de cette approche a été décrit dans ce manuscrit (cf. figure 3.13). Néanmoins, la plupart de nos travaux se sont concentrés sur le contrôleur prédictif tandis que les autres éléments de l'écosystème ont pour le moment été soit négligés soit intégrés de manière minimaliste. Une implémentation plus aboutie est néanmoins nécessaire pour aborder certains aspects critiques tels que les aspects sensoriels et cognitifs. De manière intéressante, le fait de formaliser l'ensemble de l'écosystème permettrait aussi d'intégrer (ou de le faire cohabiter avec) d'autres modèles développés par ailleurs. Un autre exemple serait l'utilisation d'un modèle physique de type musculo-squelettique pour étudier, par exemple, l'impact de faiblesses musculaires sur le maintien de l'équilibre. Un autre cas d'étude particulièrement intéressant serait de chercher à simuler le comportement de piétons lors d'une traversée de rue : les aspects perceptifs et cognitifs, développés par d'autres laboratoires de

l'institut, pourraient être couplés avec notre approche de simulation de la marche pour représenter la planification et la mise en œuvre des décisions prévues par ces modules. Cette démarche s'inscrit d'ailleurs dans l'un des projets fédérateurs internes de l'institut (projet "Voyageur Virtuel"), et son pendant récent au niveau de l'I-Site FUTURE (projet Tremplin "Virtual traveller").

### 4.2.2 Applications

Outre les pistes de travail essentiellement méthodologiques présentées dans la section précédente, mes travaux de recherche futurs seront guidés par des questions plus concrètes et appliquées.

#### Détection précoce du risque de chute chez les personnes âgées

L'un des enjeux de la prévention du risque de chute chez les personnes âgées consiste à prévenir le syndrome post-chute ("post-fall syndrom"), qui est un phénomène de renforcement positif entre la chute (ou la peur de chuter) et le risque de chute (Maki et al., 1991; Murphy and Isaacs, 1982), généralement déclenché par une première chute marquante. Un enjeu serait donc de pouvoir retarder au maximum l'entrée dans ce schéma, en essayant de prévenir cette première chute. Pour cela, l'approche que je souhaite explorer consiste à détecter, au plus tôt, une augmentation du risque de chute chez les seniors pour déclencher une prise en charge (ré-entraînement spécifique) avant même la survenue de la première chute. Pour être pertinente, cette approche doit pouvoir être largement généralisable et donc réalisée de la manière la plus simple et transparente possible. Elle se décline en deux temps : 1) le suivi quotidien (monitoring) de paramètres biomécaniques associés au risque de chute pour identifier d'éventuelles dégradations ; 2) la réalisation, lorsqu'une dégradation est constatée, d'un test mieux contrôlé mais facilement réalisable pour confirmer/infirmier l'augmentation du risque de chute et le besoin de consultation ou de prise en charge.

Concernant le premier point, j'envisage d'évaluer les possibilités offertes par la mesure d'activité (actimétrie) via des capteurs embarqués dans des objets de la vie courante, typiquement des téléphones "intelligents". Une thèse sur ce thème démarre en octobre 2019 en collaboration avec Valérie Renaudin du laboratoire Géoloc de l'Ifsttar. L'objectif est de mesurer les caractéristiques spatiotemporelles des pas, en particulier la variabilité de ces caractéristiques au cours de la marche. En effet, ces paramètres sont des marqueurs du risque de chute (Bruijn et al., 2013) et semblent raisonnablement mesurables (au moins pour les caractéristiques temporelles) à l'aide d'une centrale inertielle de téléphone, indépendamment du placement du téléphone (Susi et al., 2013). Cela passe par une phase préalable de détection des périodes analysables (périodes où la personne marche en ligne droite et à vitesse établie et où les signaux d'accélérométrie sont exploitables) puis par un travail d'analyse des signaux d'accélérométrie sur ces périodes. L'un des avantages de ce type de monitoring est de s'affranchir de la variabilité inter-individuelle, ce qui permet de raisonner sur des évolutions des paramètres plus que sur des seuils absolus. Cette approche restera néanmoins relativement peu précise et devra être complétée, lorsqu'une augmentation probable du risque de chute sera identifiée, par un test plus spécifique. Les pistes de travail concernant ce type de test ont déjà été évoquées dans ce manuscrit (cf. section 2.2). L'idée que je souhaite creuser concerne la réalisation de différentes variantes du test de pas en temps de réaction avec choix (CSRT). Ces variantes (test en temps de réaction simple, test en temps de réaction avec choix, introduction de consignes peu congruentes de type "Stroop" ou d'interruption de tâche type "GO/NO-GO", etc.) permettent d'évaluer différentes capacités et fonctions (capacités physiques, fonctions exécutives, etc.). L'idée de combiner ces variantes est d'améliorer l'évaluation du risque de chute mais aussi d'identifier les éventuelles déficiences. L'intérêt est que les variantes de ce test peuvent être réalisées avec du matériel très peu cher, facilement déployable chez des cliniciens, dans les centres de soin, voire chez les personnes concernées.

### **Analyse des compensations lors de la marche pathologique**

Différents outils et méthodes d'analyse des mécanismes de maintien de l'équilibre ont été décrits dans ce manuscrit. Ils ont principalement été présentés sous forme de preuves de concept. Un des enjeux à venir est de passer de cette preuve de concept à une réelle application à différentes pathologies. L'enjeu est d'utiliser ces outils et méthodes pour analyser les compensations mises en œuvre suite à des altérations musculo-squelettiques, sensorielles ou cognitives. Cette approche semble pertinente tant le maintien de l'équilibre est une contrainte extrêmement prégnante sur la marche. Ce type d'approche a été récemment entreprise sur les amputés transfémoraux (master de Vincent Gibeaux, réalisé dans le cadre d'une collaboration avec l'université technologique du Queensland en Australie). Les résultats préliminaires semblent expliquer une accélération du tronc dans le plan frontal (régulation du WBAM) au cours de la phase de simple appui sur la jambe saine par le besoin de compenser le manque de contrôle du CoP lors de la phase de simple appui du côté prothétique. Il paraît donc intéressant de formaliser ce type d'analyses, incluant les différentes stratégies de maintien de l'équilibre, dans l'étude des marches pathologiques. Une meilleure compréhension des mécanismes de compensation pourrait aussi permettre de proposer de nouvelles pistes de rééducation. Un exemple que j'aimerais creuser est celui de la prise en charge des asymétries de marche consécutives à un AVC. Des travaux intéressants ont proposé d'essayer de "symétriser" la marche en utilisant des tapis roulant double-bandes avec des vitesses de bande asymétriques (Reisman et al., 2007, par ex.). Cette approche semble prometteuse mais reste pour l'instant relativement empirique et pose de nombreuses questions : Quelle asymétrie de vitesse utiliser ? Faut-il systématiquement viser une marche la plus symétrique possible, indépendamment des séquelles ? Sur quels paramètres spatio-temporels se concentrer ? Qu'en est-il des autres types d'ajustements ? ... Il serait intéressant d'essayer d'aborder ces questions en se basant sur l'analyse des mécanismes de maintien de l'équilibre.

### **4.2.3 Équilibre des personnes dans les transports**

Enfin un dernier type d'application sur lequel j'envisage de poursuivre mes travaux concerne l'équilibre des personnes dans différents modes de transport.

L'une des premières applications est le risque de chute pour les passagers debout de transport en commun, qui est le fil rouge de mes activités de recherche. Il ne s'agit donc pas d'un nouveau champ d'étude mais de la poursuite logique d'une succession de travaux antérieurs (cf. sections 3.2.5 ou 3.3.5). La poursuite de ces travaux se justifie par le fait que les outils de simulation des actions de rattrapage d'équilibre sont en passe d'arriver à un niveau de maturité suffisant pour répondre à des questions applicatives avec un niveau de confiance raisonnable. De plus, l'engouement actuel autour des futurs véhicules de transport en commun à délégation de conduite incite à se reposer des questions sur la dynamique de ces véhicules, et notamment son impact sur le confort et la sécurité des passagers (thématique abordée par exemple dans le projet ENA, financé par l'ADEME dans le cadre du Programme d'Investissements d'Avenir).

L'un des enjeux de ces travaux concerne évidemment l'ajustement des dynamiques des véhicules. Jusqu'à présent, la plupart de mes travaux se sont intéressés au risque de chute pour des perturbations unidirectionnelles relativement importantes de type freinage d'urgence ou accélération brusque. Il serait intéressant d'aborder des perturbations plus légères, notamment pour traiter des questions d'inconfort. La suite logique serait alors de se pencher sur des perturbations plus complexes (oscillations, vibrations), caractéristiques de celles rencontrées dans des situations d'exploitation classiques, mais particulièrement pertinentes pour les questions de confort des passagers. Enfin, d'autres enjeux mériteraient d'être abordés, notamment celui des conséquences lésionnelles des déséquilibres ou des chutes induites.

Une toute autre piste de travail consiste à s'intéresser aux questions d'équilibre pour d'autres types de moyens de transport, en particulier l'utilisation d'engins de déplacement personnels en ville. En ef-

fet, de plus en plus de personnes utilisent ce type d'engins (la part modale du plus classique d'entre eux, le vélo, est en constante augmentation et s'approche de 10% dans les grandes agglomérations), on assiste à la multiplication extrêmement rapide du type d'engins utilisés (trottinettes électriques, gyropodes, ...), et presque tous ont la particularité de nécessiter un contrôle actif de l'équilibre par l'utilisateur. Il y a donc dans ce domaine des questions de recherche nouvelles et socialement importantes.

### 4.3 Intégration du projet dans l'environnement de recherche

Ces perspectives s'intègrent parfaitement dans le projet de recherche du LBMC qui vient d'être proposé à l'HCERES pour le prochain quadriennal (2021-2025) puisqu'elles s'inscrivent dans les deux thèmes recherche de ce projet ("faciliter les déplacements" et "maintenir le corps en bonne santé"), et deux des axes structurant les thèmes ("l'homme en mouvement pour des déplacements en autonomie" et "capacités fonctionnelles tout au long de la vie"). Pour ces prochaines années, je partagerai d'ailleurs la responsabilité du thème "faciliter les déplacements" et l'animation de l'axe "L'homme en mouvement pour des déplacements en autonomie". Mes travaux s'inscrivent aussi dans le Laboratoire International Associé EVASYM, monté en 2019 entre le LBMC et deux laboratoires de Montréal (le LIO et le S2M) et dont l'un des axes, que je co-anime, est dédié aux questions d'équilibre, locomotion et mobilité. Enfin, un élément d'environnement local intéressant est le Labex Lyonnais IMU ("Intelligence des Mondes Urbains") qui aborde notamment les questions des mobilités urbaines, et qui vient d'être renouvelé pour la période 2020-2024.

Plus généralement, ces travaux s'inscrivent dans les politiques de recherche des tutelles du LBMC. En ce qui concerne l'Ifsttar (mon employeur), cela se traduit par l'animation d'un groupe de travail sur la chute, et la participation à différents outils internes tels que les projets "tremplin" Virtual Traveler ou le projet fédérateur Mobilité et Transition Numérique qui vient de nous accorder le financement d'une thèse. L'avenir dira ce qu'il adviendra de ces établissements de tutelle<sup>1</sup>, mais il est probable que ces thématiques leur survivent...

### 4.4 Derniers mots

Je tiens à conclure ce manuscrit en soulignant la chance que j'ai eu de pouvoir développer ma propre thématique de recherche, de manière plus ou moins cohérente, sur plusieurs années. Cela a pu se faire grâce : au soutien des tutelles (notamment le financement de trois bourses de thèse) ; à une certaine réussite<sup>2</sup> sur les appels à projets ; à mon statut de chercheur, très confortable si on le compare à celui d'enseignant-chercheur, notamment en début de carrière ; à l'environnement extrêmement favorable qu'est le LBMC, et en particulier l'accompagnement de la part des collègues ayant joué le rôle de "seniors" ; au suivi bienveillant - mais sans complaisance - de la Commission d'Évaluation des Chercheurs<sup>3</sup>.

Je suis donc conscient de la chance que j'ai de pouvoir bénéficier de cet ensemble d'éléments favorables. Je suis par contre inquiet de constater que le fait de pouvoir développer, sur le long terme, sa propre thématique de recherche relève désormais de la "chance" et n'apparaît plus comme une situation normale.

---

1. Ces deux établissements sont engagés, dans des processus de fusion avec perte d'identité morale qui devraient déboucher à court terme (janvier 2020 ou 2021) sur de nouvelles formes d'établissement, peu définies, et aux statuts dérogatoires...

2. Il faut lire "chance", étant donnés les taux de sélection pratiqués, en particulier au niveau de l'ANR.

3. Je ne peux qu'inciter les jeunes chercheurs à s'impliquer dans ce type d'instance d'évaluation tant cela s'avère enrichissant en terme de compréhension des attendus du métier de chercheurs.

## 4.5 Références

- Ackermann, M. and Bogert, A. J. v. d. (2010). Optimality principles for model-based prediction of human gait. *Journal of Biomechanics*, 43(6) :1055 – 1060. [99](#)
- Bonnet, V., Coste Azevedo, C., Robert, T., Fraisse, P., and Venture, G. (2017). Optimal External Wrench Distribution During a Multi-Contact Sit-to-Stand Task. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 25(7) :987–997. [98](#)
- Bruijn, S. M., Meijer, O. G., Beek, P. J., and Dieën, J. H. v. (2013). Assessing the stability of human locomotion : a review of current measures. *Journal of The Royal Society Interface*, 10(83) :20120999. [100](#)
- Dumas, R., Robert, T., Cheze, L., and Verriest, J.-P. (2015). Thorax and abdomen body segment inertial parameters adjusted from McConville et al. and Young et al. *International Biomechanics*, 2(1) :113–118. [98](#)
- Lin, Y.-C. and Pandy, M. G. (2017). Three-dimensional data-tracking dynamic optimization simulations of human locomotion generated by direct collocation. *Journal of Biomechanics*, 59 :1–8. [99](#)
- Maki, B. E., Holliday, P. J., and Topper, A. K. (1991). Fear of Falling and Postural Performance in the Elderly. *Journal of Gerontology*, 46(4) :M123–M131. [100](#)
- Moissenet, F., Chèze, L., and Dumas, R. (2017). Individual muscle contributions to ground reaction and to joint contact, ligament and bone forces during normal gait. *Multibody System Dynamics*, 40(2) :193–211. [99](#)
- Moissenet, F. and Dumas, R. (2017). Individual contributions of the lower limb muscles to the position of the centre of pressure during gait. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :137–138. [99](#)
- Murphy, J. and Isaacs, B. (1982). The Post-Fall Syndrome. *Gerontology*, 28(4) :265–270. [100](#)
- Reisman, D. S., Wityk, R., Silver, K., and Bastian, A. J. (2007). Locomotor adaptation on a split-belt treadmill can improve walking symmetry post-stroke. *Brain : A Journal of Neurology*, 130(Pt 7) :1861–1872. [101](#)
- Robert, T., Causse, J., Denninger, L., and Wang, X. (2014). A 3d analysis of the joint torques developed during driver’s ingress–egress motion. *Ergonomics*, 57(7) :1008–1020. [98](#)
- Robert, T., Causse, J., and Monnier, G. (2013). Estimation of external contact loads using an inverse dynamics and optimization approach : General method and application to sit-to-stand maneuvers. *Journal of Biomechanics*, 46 :2220–2227. [98](#)
- Robert, T., Cheze, L., Dumas, R., and Verriest, J.-P. (2007). Validation of net joint loads calculated by inverse dynamics in case of complex movements : application to balance recovery movements. *Journal of Biomechanics*, 40(11) :2450–2456. [98](#)
- Robert, T., Leborgne, P., Abid, M., Bonnet, V., Venture, G., and Dumas, R. (2017a). Whole body segment inertia parameters estimation from movement and ground reaction forces : a feasibility study. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :175–176. [98](#)

- Robert, T., Leborgne, P., Beurier, G., and Dumas, R. (2017b). Estimation of body segment inertia parameters from 3d body scanner images : a semi-automatic method dedicated to human movement analysis applications. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(sup1) :177–178. [98](#)
- Robert, T., Zatsiorsky, V., and Latash, M. L. (2008). Multi-muscle synergies in an unusual postural task : quick shear force production. *Experimental Brain Research*, 187 :237–253. [99](#)
- Rouard, A., Robert, T., and Seifert, L. (2016). Biomechanics of ice tool swinging movement. In *The Science of Climbing and Mountaineering*, Routledge Research in Sport and Exercise Science. Seifert, L.; Wolf, P.; Schweizer, A., routledge edition. [98](#)
- Serra, D., Brasseur, C., Sherikov, A., Dimitrov, D., and Wieber, P. (2016). A Newton method with always feasible iterates for Nonlinear Model Predictive Control of walking in a multi-contact situation. In *2016 IEEE-RAS 16th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids)*, pages 932–937. [99](#)
- Soni, A., Robert, T., Rongieras, F., and Beillas, P. (2013). Observations on Pedestrian Pre-Crash Reactions during Simulated Accidents. *Stapp car crash journal*, 57 :157–183. [98](#)
- Susi, M., Renaudin, V., and Lachapelle, G. (2013). Motion Mode Recognition and Step Detection Algorithms for Mobile Phone Users. *Sensors*, 13(2) :1539–1562. [100](#)

# Liste des principaux acronymes

**AP** (direction) antéro-postérieure. [15](#), [16](#), [26](#), [28](#), [40](#)

**APA** ajustements posturaux anticipés ou anticipateurs (Anticipatory Postural Adjustments) : ajustement posturaux (ici observés sur le déplacement du CoP) déclenchés avant le début d'un mouvement. [23](#), [25–28](#), [52](#), [88](#)

**BoS** base de support ou base de sustentation (Base of Support) : plus petit espace convexe comprenant l'ensemble des points de contact. [4](#), [7](#), [9–11](#), [13](#), [15–18](#), [24](#), [25](#), [28](#), [31](#), [49–55](#), [60](#), [64](#), [73](#), [74](#), [83](#)

**CoM** centre de masse (Center of Mass). [6](#), [10](#), [13–15](#), [17](#), [26](#), [30](#), [31](#), [33](#), [35](#), [37](#), [49](#), [50](#), [52–54](#), [58](#), [60](#), [68](#), [72–75](#), [77–80](#), [83–85](#), [87](#), [88](#), [90](#)

**CoP** centre de pression (Center of Pressure) : baricentre des pressions de contact pied/sol, également point de réduction du torseur des efforts pied/sol. [7](#), [9–11](#), [13–18](#), [24–28](#), [30–36](#), [39](#), [40](#), [49–53](#), [55](#), [60](#), [64](#), [65](#), [73–75](#), [77](#), [80](#), [83](#), [98](#), [99](#), [101](#)

**CSRT** test de pas en temps de réaction avec choix (Coice Stepping Reaction Test) : test consistant à effectuer des pas le plus rapidement possible sur des cibles placées au sol. [25–29](#)

**ML** (direction) médio-latérale. [15](#), [16](#), [27](#), [28](#), [31](#), [32](#)

**SAM** moment cinétique segmentaire (Segmental Angular Momentum). [36](#), [37](#)

**UCM** espace nul de l'application linéaire (UnControlled Manifold). [36–38](#), [40](#)

**WBAM** moment cinétique du corps complet (Whole Body Angular Momentum). [36–40](#), [98](#), [99](#), [101](#)

**XCoM** centre de masse extrapolé (eXtrapolated Center of Mass) : point virtuel calculé comme la projection au sol du CoM augmenté d'une proportion de sa vitesse. [10](#), [11](#), [26](#), [27](#), [30–33](#), [49–55](#), [60](#), [64](#), [65](#)





---

## Résumé

Ce mémoire d'habilitation à diriger des recherches présente une synthèse de mes travaux de recherche portant sur le maintien de l'équilibre debout chez l'humain. Ces travaux ont été réalisés depuis mon recrutement au Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) en 2008. Ils concernent principalement le développement d'outils et de méthodes pour analyser et simuler les mécanismes de régulation de l'équilibre potentiellement mis en défaut lors d'une chute. Une des particularités est la prise en compte de la dynamique et des contraintes du système mécanique qu'est le corps humain. Nous avons fait le choix d'utiliser des représentations très simples de ce système mécanique qui permettent néanmoins de rendre compte des principaux phénomènes en jeu.

Après une présentation des principaux concepts associés au maintien de l'équilibre (Chapitre 1), deux types d'études ont été présentés : 1) l'analyse des mécanismes de maintien de l'équilibre lors de la marche (Chapitre 2), dans le but de comprendre comment la contrainte d'équilibre impacte la marche et d'identifier d'éventuelles déficiences; 2) la simulation du maintien de l'équilibre perturbé (Chapitre 3), dans le but d'identifier les situations engendrant un risque de chute important et éventuellement d'y remédier. Les limites de ces travaux et les perspectives de recherche qui en découlent sont présentées au fil du manuscrit puis rappelées dans un dernier chapitre (Chapitre 4).

---

---

## *Abstract*

*This thesis presents a summary of my research on standing balance in humans. These works were carried out since my recruitment at the Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) in 2008. They mainly concern the development of tools and methods to analyze and simulate the balance regulation mechanisms potentially faulted in case of a fall. These works explicitly considered the dynamics and constraints of the mechanical system that is the human body. Although we chose to use very simple representations of this mechanical system, it allowed us to account for the main phenomena involved.*

*After a presentation of the main concepts associated with the standing balance for humans (Chapter 1), two types of studies were presented : 1) the analysis of the balance maintenance during walking (Chapter 2), in order to understand how the equilibrium constraints impact the gait and to identify possible deficiencies; 2) the simulation of the balance maintenance under external perturbations (Chapter 3), in order to identify the situations giving rise to a significant risk of falling and possibly to remedy them. The limits of these works and the research perspectives are presented throughout the manuscript and then summarized in a final chapter (Chapter 4).*

---