



HAL
open science

Choix d'une commande adaptée à l'utilisation d'une prothèse myoélectrique de membre supérieur

Guillaume Thomann, Vincent Artigue

► **To cite this version:**

Guillaume Thomann, Vincent Artigue. Choix d'une commande adaptée à l'utilisation d'une prothèse myoélectrique de membre supérieur. Le Journal de l'Orthopédie, 2011. hal-01911967

HAL Id: hal-01911967

<https://hal.science/hal-01911967v1>

Submitted on 4 Nov 2018

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.

Choix d'une commande adaptée à l'utilisation d'une prothèse myoélectrique de membre supérieur

Guillaume THOMANN

Maître de Conférences

Laboratoire des Sciences pour la Conception,
l'Optimisation et la Production de Grenoble, G-
SCOP

Grenoble INP, UJF, CNRS

46 Avenue Félix Viallet

38031 Grenoble Cedex

Tel. : (0033)4 76 82 70 24

Guillaume.thomann@g-scop.inpg.fr

Vincent ARTIGUE

Maître de Conférences Associé
Directeur technique de Tech'Innovation

Université d'Évry Val d'Essonne,
UFR Sciences et Technologie,

40, rue du Pelvoux,

CE 1455 Courcouronnes

91020 Evry Cedex

Tel.: (0033)1 69 47 75 48 / fax : (0033)1 69 47

75 99

vincent.artigue@techinnovation.fr

Résumé

Pour retrouver indépendance mais également dignité et pour avoir accès aux prothèses à prix plus abordables et à utilisation adaptée, nous avons réalisé une prothèse myoélectrique complète de membre supérieur en axant notre développement sur l'utilisation de nouvelles méthodes de conception et technologies de fabrication.

Nous détaillons les moyens mis en œuvre pour améliorer le design et la fonctionnalité de la prothèse. Nous abordons les points d'innovation mécanique et d'intégration de l'utilisateur en conception. Nous avons ainsi proposé un diagramme de fonctionnement de la prothèse mais surtout un moyen de commande mieux adapté à ses capacités physiques.

Nous démontrons la nécessité d'utilisation d'un logiciel adapté pour une compréhension initiale du produit. L'utilisateur peut ainsi mieux adapter la prothèse à ses stimuli en agissant directement sur certains paramètres fonctionnels de cette dernière. La mise en confiance et l'adaptabilité de la prothèse avec son porteur sont donc essentiels.

Mots clés :

Conception et fabrication, prothèse myoélectrique de membre supérieur, Conception participative, Conception centrée utilisateurs.

1. Introduction

1.1 Etat actuel des amputés de membre supérieur

Les prothèses de membres supérieurs peuvent remplacer les fonctions essentielles du coude, du poignet et de la main absente et rétablir son apparence extérieure.

Il y a en France par an 400 amputations du membre supérieur. Ce chiffre exclu les amputations des doigts et ne concernent que la main, l'avant bras et le bras. Les caisses d'assurance maladie indiquent la répartition des amputations suivante (figure 1).

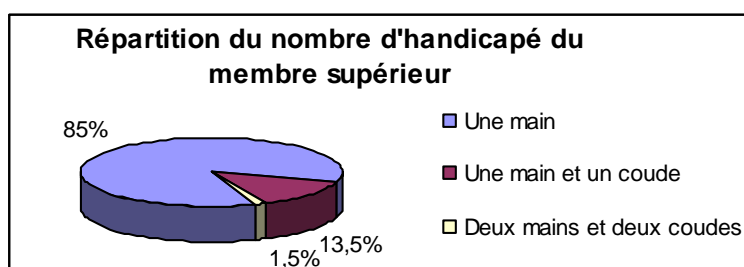


Figure 1 : Répartition du nombre d'handicapés du membre supérieur

D'après cette évaluation, le nombre total d'amputés de membre supérieur en France équivaut à 2000 patients. Le chiffre de 2000 amputations est estimé pour les principaux pays européens dont le niveau de vie permet l'accès aux prothèses actuelles (le prix marché aujourd'hui pour un bras complet se situe à 30 k€). Nous estimons à 10 000 environ le nombre total de patients européens susceptibles d'utiliser une prothèse de membre supérieur.

Nous pouvons considérer qu'il existe deux types de patients :

- les nouveaux : première prothétisation suite à un accident, environ 400/an en France
- les anciens : ceux qui doivent renouveler leur prothèse, environ 2000/an en France. La durée de vie d'une prothèse est relativement brève, 3 à 4 années. Les patients retournent donc régulièrement remplacer leur prothèse.

Nous pouvons alors représenter dans le tableau suivant, le nombre de prothèses installées en fonction du nombre d'amputations réalisées :

Amputation	France		Europe hors France	
	Première installation	Renouvellement	Première installation	Renouvellement
Une main	340	1700	1360	6800
Une main et un coude	54	270	216	1080
Deux mains et deux coudes	6	30	24	120
Total	400	2000	1600	8000

Tableau 1 : Nombres d'installation de prothèse en fonction des amputations.

Pour la France et l'Europe, les volumes de ventes annuelles en fonction du type de prothèses sont aujourd'hui les suivants :

Amputation	Prothèses	France		Europe hors France	
		Première installation	Renouvellement	Première installation	Renouvellement
Main	esthétique	123	103	492	411
	mécanique	42	30	166	118
	myoélectrique	42	30	166	118
Coude	esthétique	41	52	165	207
	mécanique	52	36	207	144
	myoélectrique	11	10	43	41
Total		310	260	1240	1039

Tableau 2 : Nombres des prothétisations

Il est à souligner également que la difficulté actuelle d'utilisation de ces prothèses entraîne leur abandon pour 40% des patients et seulement 25% s'en servent tous les jours.

1.2 Les prothèses de membre supérieur

Aujourd'hui les patients ont le choix entre deux grandes familles de prothèses : les prothèses esthétiques et les prothèses fonctionnelles. La plupart des patients possèdent une prothèse de chaque famille mais la complexité d'utilisation des prothèses fonctionnelles rebute un grand nombre d'entre eux.

Les **prothèses esthétiques** rétablissent la silhouette ou le schéma corporel dans son intégralité mais n'apportent aucun service. Leur objectif est uniquement esthétique, ce type de prothèse est le plus fréquemment prescrit. Dans la majorité des cas, l'avant-bras prothétique est stratifié à partir d'un moule standard, cela signifie donc que la ressemblance avec le membre sain n'est pas optimale.

Les **prothèses fonctionnelles** vont permettre aux patients de réaliser des mouvements. Il existe deux technologies principales pour ce type de prothèse : la technologie mécanique et la technologie myoélectrique :

- **Les prothèses mécaniques** tentent de se rapprocher de la fonctionnalité de l'ancien membre. Elles peuvent être manuelles (utilisation avec l'aide du membre sain) ou à câble avec l'emploi d'un harnais. Elles sont très peu commodes et inconfortables mais permettent de travailler et même d'effectuer quelques travaux de force.
- **les prothèses myoélectriques** utilisent la différence de potentiel que génère la contraction musculaire du moignon (signaux électromyogramme ou EGM de l'ordre du micro volt). Cette différence de potentiel est recueillie par une, voire deux électrodes disposées sur la peau du patient. Elle est ensuite amplifiée et traitée pour alimenter soit le moteur du coude, du poignet ou bien de la main en fonction du muscle contracté et de l'amplitude de sa contraction.

Grâce à ces signaux, un grand nombre d'application devient maintenant possible. Les EMG sont des signaux complexes, très bruités et qui peuvent facilement être perturbés par beaucoup de facteurs. C'est pourquoi pour une utilisation fiable, ils nécessitent certains traitements spécifiques [1]. Actuellement, avec des électrodes placées simplement sur la peau, il est très facile de mesurer les activités motrices fonctionnelles correspondant à ses laver les dents ou à écrire [2].

Il devient même possible de contrôler des ordinateurs sans joysticks ou claviers. Une expérience a été effectuée pour démontrer la possibilité de contrôler l'atterrissage d'un 757 à l'aéroport International de San Francisco par une commande bioélectrique [3]. Un pilote ferme son poing en l'air et effectue les mouvements de commande habituels. Les contractions musculaires sont capturées par une rangée d'électrode situées sur son bras. Les signaux sont analysés puis transmis et permettent de piloter complètement la boucle de contrôle de la simulation de vol.

Une équipe canadienne de l'Université du Nouveau-Brunswick propose depuis des années un bras artificiel dont les mouvements sont directement commandés par le patient. La prothèse, qui est un système de contrôle myo-électrique multifonctionnel, comprend des moteurs électriques commandés par un mini-ordinateur. L'ordinateur capte les signaux électriques envoyés par notre cerveau désirant stimuler un muscle. Ces signaux traités sont ensuite transmis aux petits moteurs qui permettent de mouvoir la prothèse selon notre volonté [4].

Sur les prothèses modernes à commande myoélectrique - qui ont une valeur de standard - tous les éléments du système sont coordonnés les uns aux autres, depuis les électrodes qui captent les potentiels d'action musculaire jusqu'au gant cosmétique, en passant par les systèmes de commande complète et de force motrice.

L'utilisation des prothèses myoélectriques demande un long apprentissage car les systèmes de commandes existants sont trop complexes et trop flous pour les patients. Les utilisateurs estiment eux-mêmes que quinze jours minimum sont généralement nécessaires dans un centre de rééducation pour acquérir leur autonomie après une amputation.

La répartition de la technologie utilisée pour les prothèses dites fonctionnelles est représenté figure 2 [5]. Nous remarquons que très peu de prothèses de coude utilisent les signaux EMG. Ce faible pourcentage est directement en rapport avec la complexité de la commande à mettre en place pour activer, avec un minimum de contractions musculaires, les nombreuses fonctionnalités de la prothèse. La durée d'apprentissage par le patient y est directement liée.

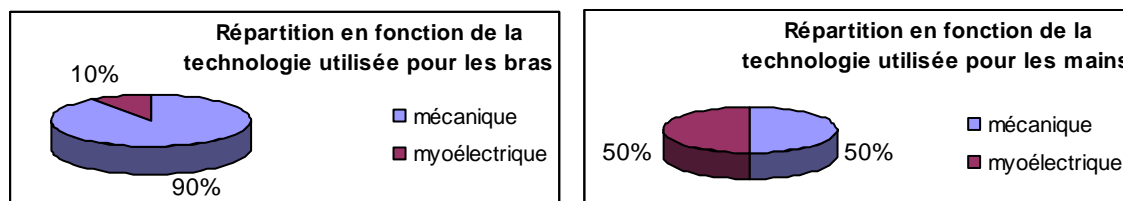


Figure 2 : Répartition des technologies utilisées pour les prothèses fonctionnelles

Ces prothèses myoélectriques sont l'avenir pour les amputés désireux de reprendre une vie sociale et professionnelle après leur accident. Cependant, trop peu d'entre eux y ont accès en raison du coût élevé de ce type d'appareillage.

Ayant connaissance des principaux inconvénients des prothèses fonctionnelles et disposant de la technologie pour les améliorer, nos objectifs sont de proposer aux amputés une gamme de prothèses moins onéreuses d'une part, et répondant aux critères de fonctionnalité et d'esthétisme exprimés par les patients d'autre part.

Par rapport aux objectifs posés, nous pouvons présenter une liste des améliorations technologiques en vue d'aboutir à une conception de prothèse de type myoélectrique.

2. Les évolutions technologiques et conceptuelles du produit.

Sur le marché des prothèses actuel, il existe un seul fabricant de mains et un seul coude myoélectrique dont l'originalité de conception date de la Guerre du Vietnam. La conception des mains peut être assimilée à de simples pinces sous un habillage esthétique. Le coude est commercialisé autour de 23.000€, la main et son poignet 7.500€. Le prix élevé de ces prothèses explique en partie la faiblesse de diffusion de ces produits. Il faut ajouter à cela une certaine fragilité et une maintenance à problème.

Les trois fabricant principaux de prothèses myoélectriques profitant de leur situation de monopole [6-8], les centres d'appareillage sont favorables au développement d'une société dont les objectifs sont plus proches des patients et des orthoprothésistes.

Nous souhaitons pour cela aussi bien améliorer la fonctionnalité des prothèses myoélectriques que leur aspect esthétique, en utilisant les toutes dernières technologies en matière d'usage, d'électronique et de mécanique [9]. Dans cette optique, la société Tech.Innovation s'est donnée comme mission d'être la première à proposer des prothèses fonctionnelles et esthétiques totalement prises en charge par les assurances maladies.

Actuellement les prothèses mises à dispositions des utilisateurs doivent toutes être actionnées grâce à des co-contractions musculaires de la part des utilisateurs. Ces co-contractions nécessitent un apprentissage particulier. Avec l'aide des personnes amputées, nous avons également proposé une procédure adaptée pour éviter ce type de sollicitation.

Les remarques répertoriées dans le tableau ci-dessus et les améliorations proposées concernent les fonctionnalités mécaniques et de commande du produit. Pour qu'une prothèse soit utilisée, les utilisateurs précisent qu'elle doit être la plus discrète possible et qu'ils puissent vivre au quotidien sans que l'on remarque leur handicap. Trois problèmes complémentaires se situent donc au niveau du bruit, du poids et de la détection des signaux.

Les prothèses sont équipées de moteur qui génère un bruit. Il est impératif de rechercher des solutions pour diminuer au maximum le bruit dû aux moteurs.

Aujourd'hui, les électrodes myoélectrique qui détectent les stimuli des muscles sont analogiques, elles sont très souvent parasitées par des éléments extérieurs tel que téléphone portable, ordinateur..., ce qui provoque un dysfonctionnement de la prothèse et même un non-fonctionnement. Ce type de matériel étant utilisé au quotidien, il nous faut trouver des axes de progrès par rapport aux électrodes pour que le patient puisse utiliser sa prothèse dans toutes les circonstances.

Le dernier problème, est celui du poids. Plus une prothèse est lourde plus elle entraîne une fatigue pour le patient. Nous devons donc diriger notre recherche sur les matériaux constituant nos prothèses, afin d'alléger au maximum le poids de ces dernières.

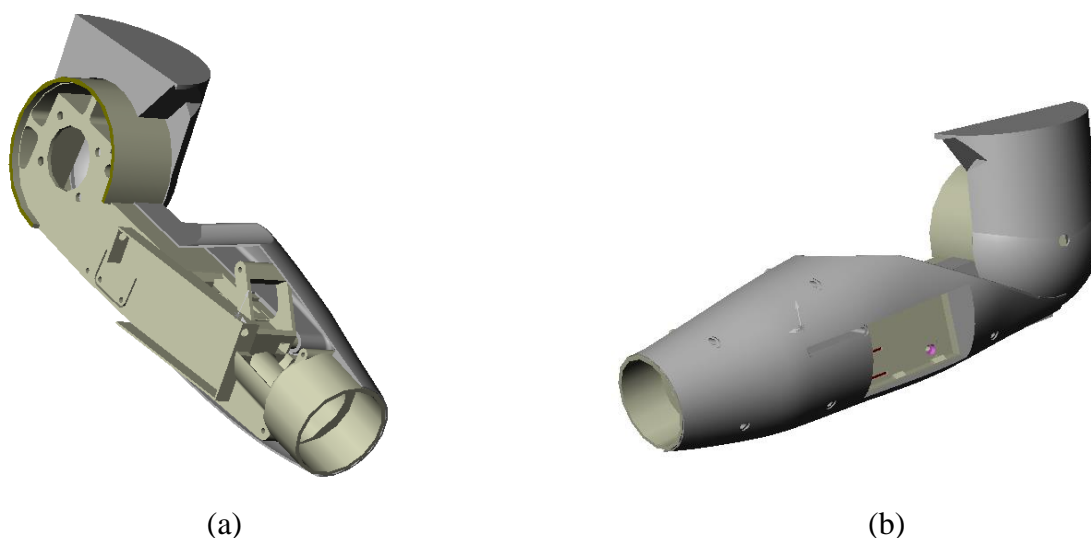
Dans la partie suivante, nous allons détailler la conception et la réalisation des différentes composantes de la prothèse ; nous précisons ensuite nos choix et nos stratégies de commande pour faciliter l'utilisation et la commodité d'utilisation de la prothèse.

3. Conception et réalisation de la partie mécanique de la prothèse

Nous avons développé, pour les personnes ayant été amputées d'un bras au dessus du coude, une prothèse mécanique d'un coude. La particularité de ce coude est de pouvoir fonctionner à l'aide d'un moteur électrique ou manuellement. Nous avons également réalisé un prototype de main et de poignet myoélectrique afin de compléter le produit proposé.

3.1 Le corps de la prothèse

La prothèse est composée d'un corps, d'un étrier et d'un ensemble d'éléments esthétiques. L'avantage de cette nouvelle prothèse (figure 3) vient de sa nouvelle structure centrale qui intègre l'ensemble des éléments électriques de fonctionnement de la prothèse (moteur, carte de commande, batterie). En effet, pendant les essais de réglage, il suffit d'enlever les deux coques esthétiques pour avoir accès à la fixation de la main ou à la carte de commande.



*Figure 3 : corps et coude de la prothèse: a –vue "intérieure" du bras
b – vue "extérieure" du bras*

De plus, nous avons modifié la technologie des batteries en utilisant des batteries du commerce au Lithium. Ce choix nous a permis de diviser par deux le poids des batteries et de réduire les coûts de production.

Sur la partie opposée à la batterie, se situe le système de débrayage mécanique (figure 4). L'utilisateur a la possibilité de déplacer l'avant bras soit avec la commande myoélectrique, soit manuellement. La commande du verrouillage ou du déverrouillage de la rotation du coude est réalisée par le déplacement d'un bouton situé sur la partie mobile du coude et facilement accessible par l'utilisateur.

Afin de diminuer les efforts exercés par le patient ou le moteur, un système de compensation de charge a été intégré.

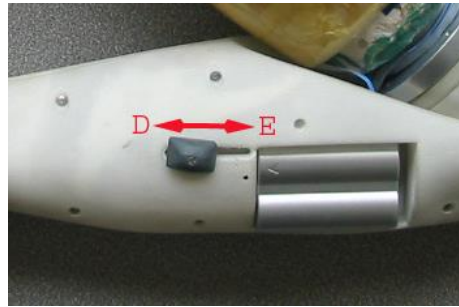


Figure 4 : bouton de commande du débrayage D et de l'embrayage E

3.2 La main, le poignet et le coude

Parallèlement au corps de la prothèse, nous développons un prototype de main myoélectrique afin de compléter notre produit principal : le coude myoélectrique.

Actuellement aucun préhenseur mécanique n'est doté des performances de la main humaine en matière de manipulabilité et d'adaptabilité aux tâches que l'on souhaite réaliser. Une main mécanique articulée à quatre doigts et seize articulations dont l'aspect anthropomorphe nous fait penser inévitablement à la main humaine fait l'objet d'études actuelles [10]. L'objectif avec une telle réalisation est de conduire des recherches dans le domaine de la manipulation fine d'objets et de la planification de tâches pour essayer de trouver la voie qui conduira un jour à la réalisation d'une main robotique dotée.

Un premier prototype (figure 5a) a été développé et présenté au salon Autonomic 2004. Il nous a permis d'identifier les problèmes à résoudre lors de la conception des prototypes suivants, tel que l'encombrement et le poids par exemple.

Plus récemment, nous sommes en train de tester les performances d'un nouveau prototype de conception de main à compliance passive (figure 5b). En effet, la préhension des objets avec une main type pince n'est pas des plus adaptée. Nous avons donc développé une main auto adaptative à 5 doigts et à commande hydraulique dont le mouvement de chaque doigt est indépendant. Cette main permettra une meilleure préhension des objets puisque les doigts viendront épouser la forme de l'objet.



(a)



(b)

Figure 5 : prototypes de main: a - premier prototype
b – second prototype à compliance passive

De même que pour le coude, un bouton a été intégré afin d'ouvrir la main mécaniquement si le patient n'arrive plus à commander automatiquement cette fonction de la prothèse.

La prothèse totale de bras myoélectrique est présentée à la figure 6. L'emboîture, le coude (figure 7), le poignet, la main et le débrayage manuel du coude y sont notamment représentés. La figure 8 montre un patient équipé de la prothèse développée par Tech.Innovation.

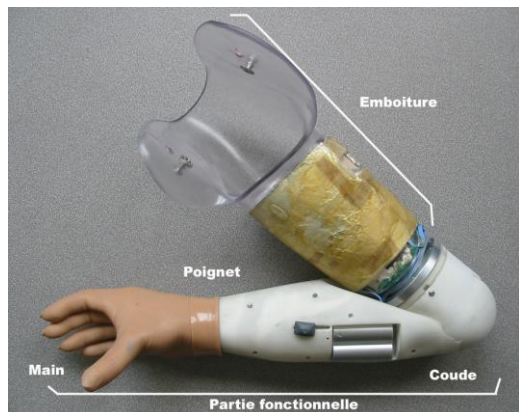


Figure 6 : photo de la prothèse de bras



Figure 7 : photo du coude myoélectrique seul



Figure 8 : patient équipé de la prothèse de Tech'Innovation

Pour conclure la partie conception mécanique de la prothèse, quelques caractéristiques physiques sont référencées dans le tableau ci-dessous (tableau 3) :

poids de ma prothèse	3.5 kg
longueur de la partie fonctionnelle	450 mm
longueur de l'emboiture	120 mm
angle coude fermé	45 degrés
angle prothèse ouverte	169 degrés
amplitude totale pour le coude.	124 degrés
ouverture maximale de la main	110°
rotation du poignet	infinie en pronation et en supination
bruit du moteur du coude	61 dB
bruit du moteur du poignet	52 dB

Tableau 3 : caractéristiques physiques de la prothèse de Tech.Innovation

4. Recherche d'une commande adaptée

Pour la conception des produits spécifiques auxquels nous nous intéressons, il est intéressant de placer l'utilisateur au centre du processus de conception du produit, non plus pour concevoir pour lui, mais pour concevoir avec lui. Pour cela, nous avons intégré les notions de Conception Centrée Utilisateur (UCD), de Conception Participative (PD) et de Conception Basée sur les Scénarios (SBD) pour impliquer l'utilisateur dans ce processus de conception et donc être plus proche de ses besoins.

4.1 Conception participative et Centrée utilisateur

L'UCD et l'intérêt de sa mise en place ont déjà été discutés lors de travaux liés au développement d'outils et/ou de logiciels se rapportant aux IHM. C'est d'ailleurs typiquement lors de travaux dédiés à ce genre de développement que la méthode UCD a émergé [11-13]. Ces projets qui tournent essentiellement autour de l'analyse du comportement de l'utilisateur sont nécessairement pluridisciplinaires et ne peuvent être conduits sans faire appel à des experts en sus des informaticiens. Il faut donc que la méthodologie de recherche donne une place centrale à la collaboration entre ingénieurs, chercheurs et techniciens. Des exemples concrets d'applications montrent les avantages de l'implication de ces partenaires variés [14-17].

La démarche de PD peut être définie comme une association des utilisateurs au processus de conception dès le début du projet, en partant du principe qu'ils savent (ou qu'ils sont capables de découvrir) ce dont ils ont besoin, et qu'ils peuvent aussi avoir des idées novatrices [18]. Lors de la mise en place de nouvelles méthodes de conception participative, il y a lieu d'explicitier les connaissances et les pratiques des intervenants dans le processus de conception [19]. Ces connaissances sont souvent de l'ordre du savoir-faire chez les ingénieurs ou encore chez les médecins ou les chirurgiens, les pratiques étant issues d'une spécialité sur le terrain.

La notion de scénario est une façon de découvrir des solutions à des problèmes par des mises en situation des usagers eux-mêmes. Il aide les concepteurs à créer des liens avec les activités des usagers, leurs besoins et leurs attentes. Le terme de scénario est défini comme une personne qui réalise un tâche dans un certain contexte, ce qui est l'essence même de l'approche centrée utilisateur qui vise à observer une personne en situation d'utilisation.

L'analyse du cheminement emprunté pour satisfaire le ou les objectifs du scénario permettra de proposer des solutions de conception en prenant en compte les exigences, les savoir-faire, et encore de nombreuses autres particularités liées à l'utilisateur et à son environnement. Pour la rédaction d'un scénario, il est important de mettre de côté des références à la technologie, excepté lorsque cette technologie représente une contrainte de conception qui doit être représentée. Il faut donc toujours faire relire le scénario par un utilisateur pour être sûr qu'il est représentatif du monde dans lequel il évolue [20].

Les travaux et expériences de PD et de SBD résumés ci-dessus insistent sur le rôle important de l'utilisateur notamment lors de la préparation des scénarios. Ils nous aident à appréhender leurs mises en place et à les instrumentaliser de manière optimale. Il est cependant indispensable de penser et de prévoir l'analyse des expérimentations lorsque notre objectif est de faire évoluer le produit et son utilisation vers les exigences des utilisateurs.

Ces méthodologies de conception innovantes proposent d'intégrer l'utilisateur final du produit très en amont dans le processus de conception de celui-ci. La prothèse de coude et poignet peut être également équipée d'une prothèse de main OTTO BOCK. Elle utilise d'ailleurs les électrodes de cette même société. L'utilisateur peut piloter la flexion et l'extension du coude, la pronosupination (rotation du poignet) ainsi que la main myoélectrique (ouverture et fermeture des doigts), uniquement à l'aide de deux électrodes.

Suite à la présentation de premiers prototypes et à des mises en situation initiales avec plusieurs utilisateurs, la commande a été modifiée de manière importante. En effet, plus aucune co-contraction n'est

demandée pour réaliser le mouvement d'une articulation, l'utilisateur doit contracter le biceps ou le triceps indépendamment pour agir sur la prothèse.

4.2 Quelles propositions pour une utilisation naturelle ?

Comme il est précisé plus haut, les signaux EMG sont des potentiels électroniques émis par l'activité musculaire. Leurs amplitudes ne sont que de quelques micro-volts. Pour pouvoir utiliser ces signaux de façon stable et robuste, un premier travail consiste à les traiter. Ce traitement s'effectue à l'aide d'une puce électronique programmable située à l'intérieur du système de réception des signaux EMG (électrode).

Un réglage simple de la carte de commande permet de s'adapter à la sensibilité de l'utilisateur et de régler le temps d'attente entre les signaux émis. Ce réglage peut être réalisé simultanément avec l'utilisation de la prothèse. Les signaux émis par les capteurs myoélectriques permettent d'alimenter, par l'intermédiaire de la carte de contrôle, les moteurs présents dans le corps de la prothèse. La conception proposée ici intègre un moteur pour le poignet, un pour la main et un pour le coude. Ainsi, il est possible de faire tourner ces articulations individuellement dans un sens ou dans l'autre.

La sélection du moteur du coude ou de la pronosupination se fait par l'intermédiaire d'une contraction forte, puis le mouvement est réalisé par des contractions faibles. La sélection se fait comme indiquée ci-après :

- une contraction forte du biceps implique la sélection de la pronosupination (figure 9),
- une contraction forte du triceps implique la sélection du moteur correspondant au coude (figure 10), par défaut après un temps d'attente, la carte de commande bascule sur l'ouverture/fermeture de la main.
-

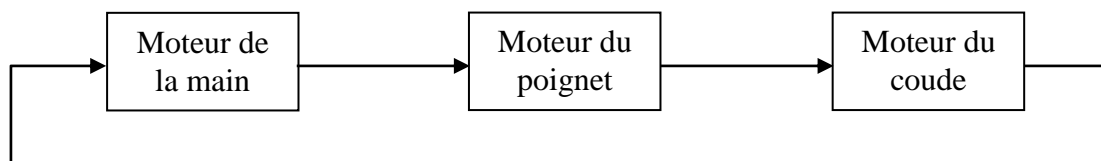


Figure 9 : sélection du moteur à partir d'une contraction forte du biceps.

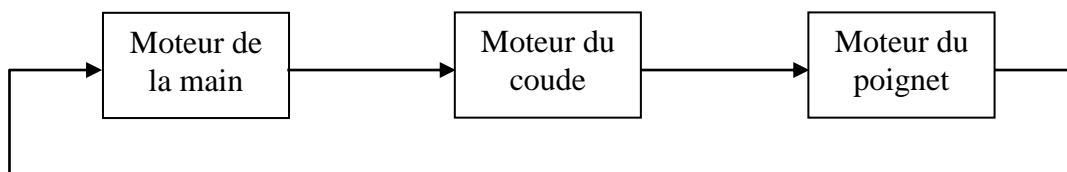


Figure 10 : sélection du moteur à partir d'une contraction forte du triceps.

Pour piloter le moteur sélectionné, par exemple le coude, une contraction faible du biceps contrôlera la flexion et une contraction faible du triceps contrôlera l'extension.

Nous représentons sur le schéma ci-dessous (figure 11), le diagramme de succession des sélections des moteurs de la prothèse en fonction des contractions des muscles par le patient.

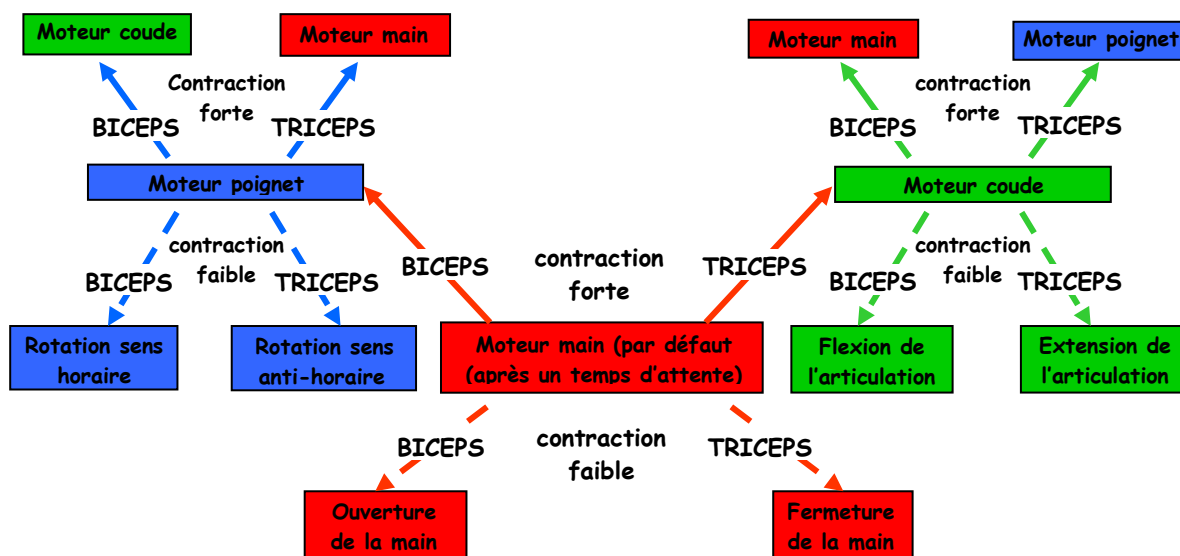


Figure 11 : diagramme de fonctionnement de la prothèse en fonction de l'activité musculaire.

Sur le graphique ci-dessus, nous comprenons la possibilité qu'a le patient de commander toutes les articulations de sa prothèse avec uniquement deux muscles et sans co-contraction.

4.3 Vers une fiabilité d'utilisation de la prothèse

Après traitement par la puce électronique programmable, un stimulus a généralement la forme d'une courbe croissante, puis décroissante pendant une courte durée (figure 12).

Pour déterminer si un signal est fort ou faible, il faut mesurer sa valeur maximale. Pour cela, nous introduisons deux niveaux de seuil.

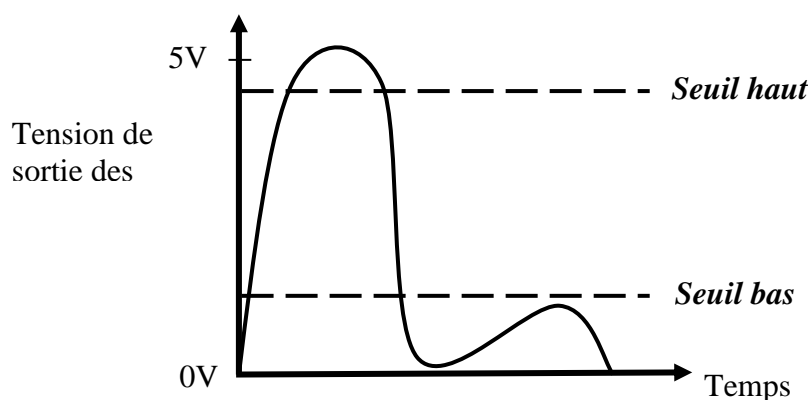


Figure 12 : allure de courbe après traitement par la carte de contrôle des stimuli émis par le patient et représentation des seuils haut et bas.

Ainsi, d'après la figure ci-dessus, si la tension dépasse le seuil haut, il s'agit d'un signal fort. Si elle ne dépasse pas le seuil bas, il s'agit d'un signal faible. L'inconvénient de ce type de mesure est l'attente nécessaire pour mesurer totalement le stimulus pour obtenir une commande du poignet, du coude ou de la main. Ce temps de latence ou d'inertie du système peut être désagréable pour le porteur de la prothèse.

Pour une utilisation plus efficace et plus adaptée aux patients, nous proposons un protocole de commande dont l'objectif prioritaire est de différencier plus rapidement les signaux forts des signaux faibles et des signaux convenables. Pour cela, nous avons décidé de travailler sur les tangentes à l'origine du signal de sortie des capteurs. Ainsi, en déterminant une durée de contraction (adaptée à chaque patient), nous pouvons travailler sur des formes droites issues de l'origine du repère (figure 13).

Nous introduisons alors également une pente limite forte et une pente limite faible (deux pentes de référence) en plus des deux seuils de référence (haut et bas) : dans le cas où la pente de départ du signal se trouve à gauche de la pente limite forte, il est déterminé qu'il s'agit d'un signal fort, quelle que soit finalement la valeur finale prise par le sommet. Si elle se trouve à droite de la pente limite faible, il est déterminé qu'il s'agit d'un signal faible quelle que soit la valeur finale prise par le sommet.

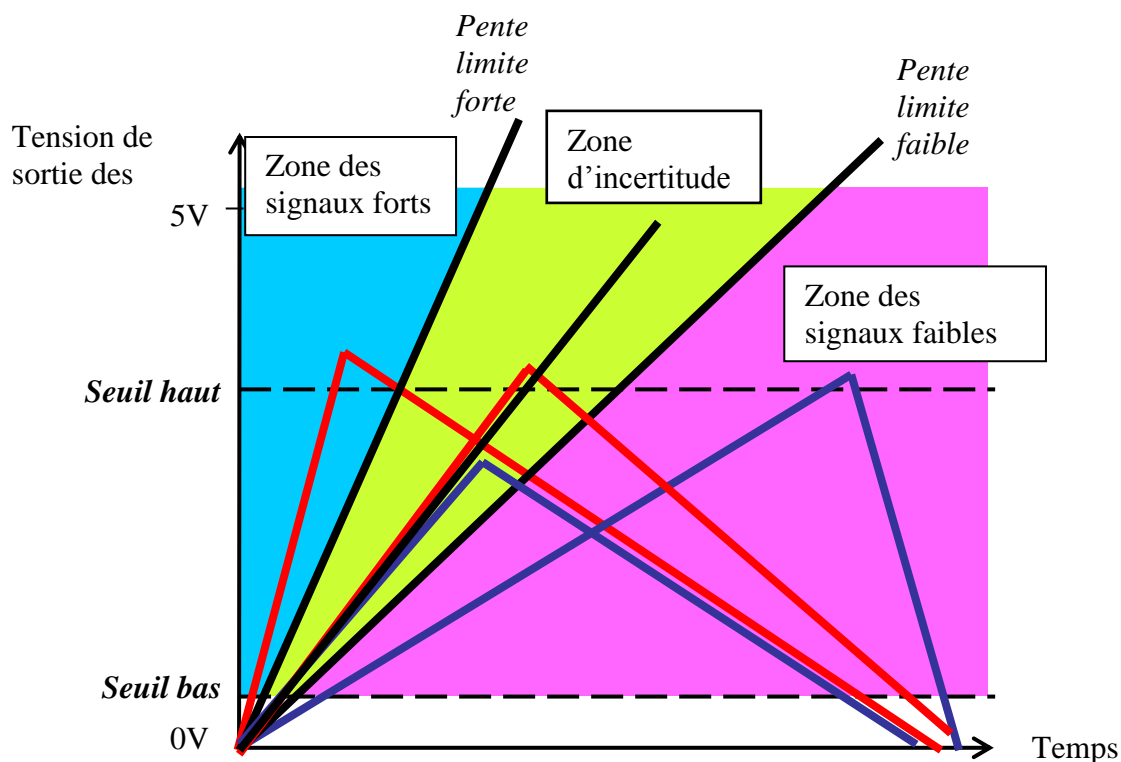


Figure 13 : stimuli possibles dus à la contraction d'un muscle et à la manière dont on peut déterminer qu'ils sont à considérer comme des stimuli forts ou des stimuli faibles (avec les seuils et les pentes de référence).

On suppose alors ici statistiquement que dans le cas d'une pente forte, le sommet sera, dans la plupart des cas, au-delà de la valeur seuil maximale et inversement dans le cas d'une pente faible.

Entre les deux, il s'agit d'un signal "acceptable". Il peut être défini fort ou faible en utilisant le seuil haut et le seuil bas. Ainsi, en décidant que si le seuil bas n'est pas dépassé, il s'agit d'un signal faible et si le seuil haut est dépassé, il s'agit d'un signal fort.

En résumé, si le signal est dans la zone bleu, il est dit "fort" et s'il est dans la zone violette, il est dit "faible". Quand le signal est dans la zone verte, le signal sera dit "fort" s'il dépasse le seuil haut et il sera dit "faible" s'il ne dépasse pas le seuil bas.

5. Validation en situation expérimentale

5.1 Suivi des activités musculaires et des performances techniques

Les premières versions suffisamment avancées de la prothèse ont permis de réaliser les premières mises en situation avec l'utilisateur pour évaluer l'efficacité du produit par rapport à ses exigences. Les choix technologiques de conception mécanique et de commande avancée ont alors été mis à l'épreuve par l'utilisateur lors d'évaluations spécifiques. Pour assister ces expérimentations, le logiciel Titech a été développé dans le but

- d'ajuster les paramètres du microprocesseur permettant un réglage en temps réel des pentes et des seuils de détection des contractions pour générer des signaux forts et faibles (figure 14),
- de capter en temps réel les activités musculaires et en situation expérimentale (figure 15).

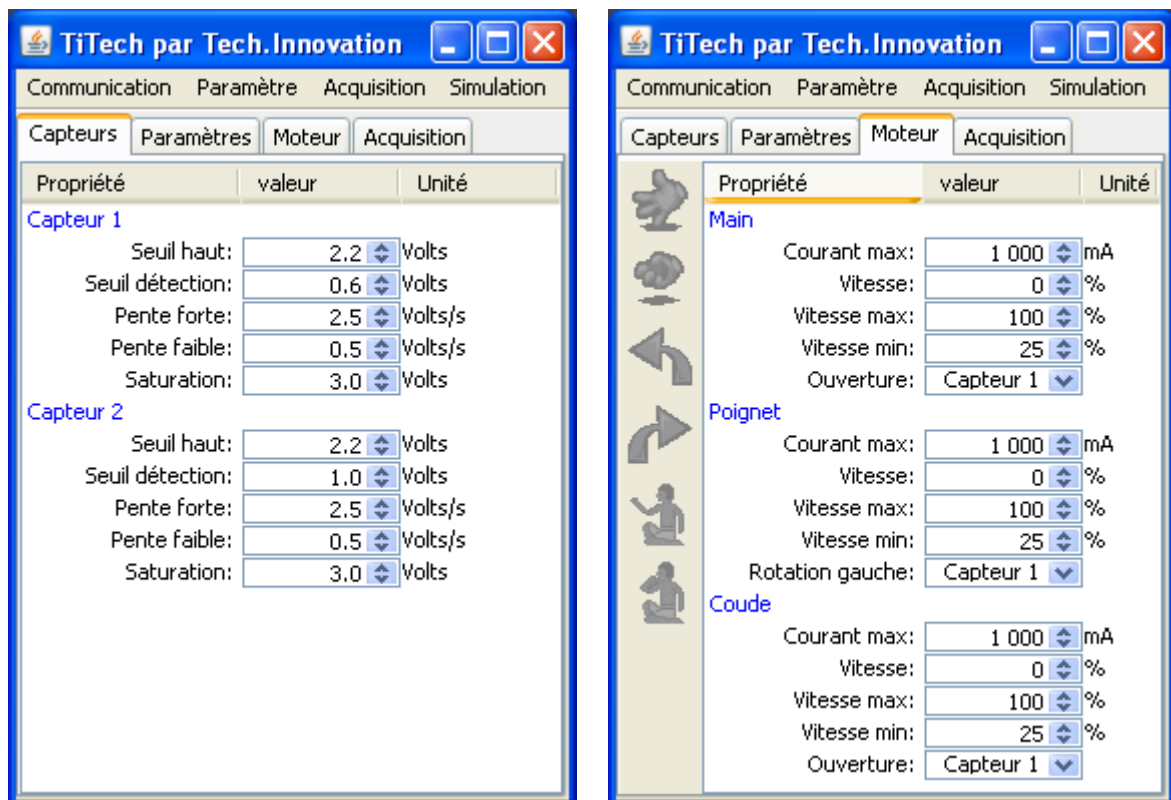


Figure 14 : réglage des paramètres dédiés à la détection des signaux forts et faibles avec le logiciel Titech

Les observations de l'utilisateur sont principalement axées vers une amélioration de la commande de la prothèse pour pouvoir mieux comprendre son fonctionnement et améliorer l'interaction qu'il a avec elle. Dès les premières observations en situation d'utilisation, le patient nous a fait remarquer des incompréhensions des mouvements de la prothèse suite à ses contractions musculaires lui semblant pourtant claires.

Les deux onglets du logiciel Titech nommés "capteurs" et "moteur" présentés sur la figure ci-dessus permettent, pour les électrodes du biceps et du triceps :

- d'ajuster les pentes pour les limites fortes et faibles,
- de définir les seuils hauts et bas des tensions limite et une limite de saturation,
- de choisir des caractéristiques de fonctionnement indépendantes pour chaque moteur.

Grâce aux fonctions développées dans ce logiciel Titech et plus principalement dans la figure 15, il est possible de suivre les activités de l'utilisateur en temps réel, d'observer ses contractions musculaires (capteurs1 et capteur2) et surtout de visualiser les interprétations par rapport aux réglages du microcontrôleur (pentes et seuils). De plus, il permet d'ajuster en temps réel ces différents paramètres pour que l'utilisateur puisse choisir un réglage adapté.

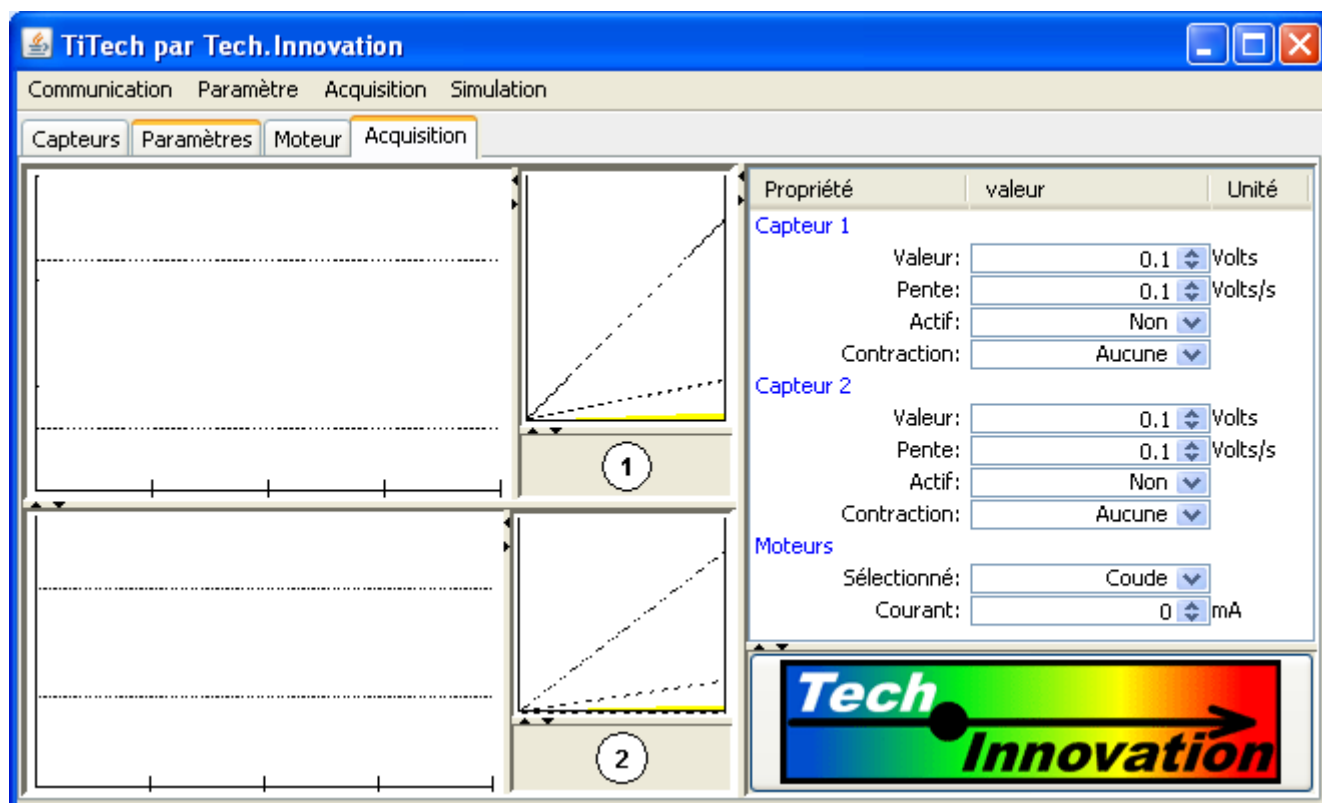


Figure 15 : Interface d'acquisition des signaux émis par l'utilisateur après traitement

5.2 Essais expérimentaux et validation de la commande

Nous avons effectué une série d'essais pour vérifier et valider avec l'utilisateur les choix de commande de la prothèse. Pour pouvoir choisir le mouvement à effectuer, il s'agit tout d'abord à l'utilisateur de pouvoir choisir aisément le moteur à actionner, comme nous l'avons proposé aux figures 9 et 10. Sur le graphique proposé figure 16, il contracte ainsi de manière forte son biceps pour basculer du moteur de la main au moteur du poignet.

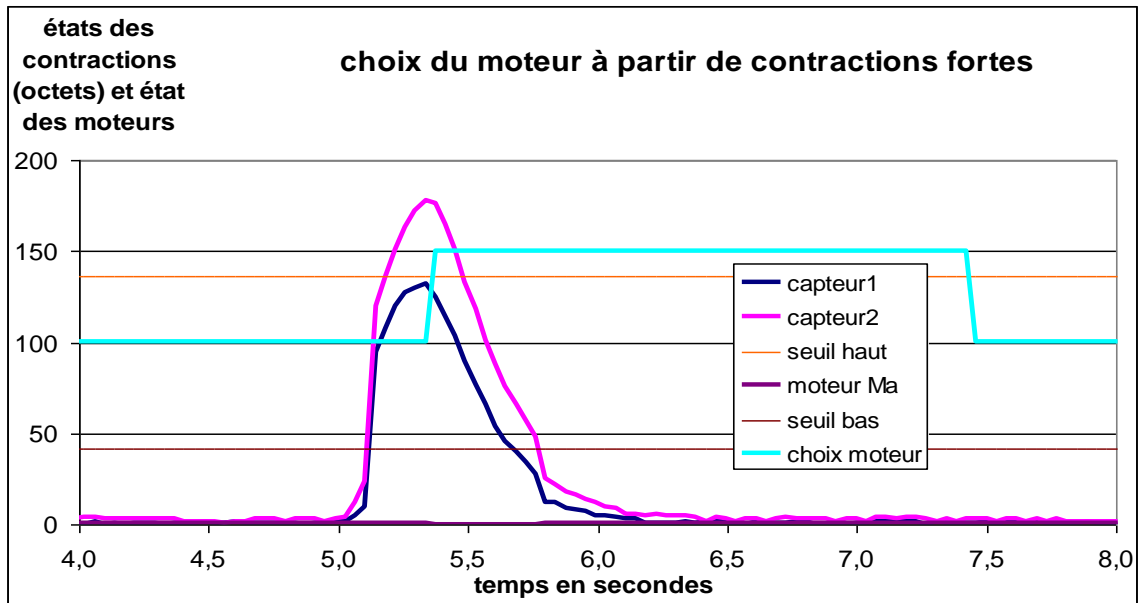


Figure 16 : choix d'un moteur par l'utilisateur grâce à une action forte du biceps puis remise en position initiale automatique

Il est important de noter que sur les graphiques 16 à 18, la courbe de choix des moteurs peut prendre trois positions :

1. basse - correspondant à 50mV sur les graphiques : commande du coude,
2. médiane - correspondant à 100mV sur les graphiques : commande de la main (par défaut),
3. haute - correspondant à 150mV sur les graphiques : commande du poignet.

Nous notons sur ce premier graphique les éléments importants suivant :

- la pente très raide au début de la courbe des capteurs 1 (triceps) et 2 (biceps) qui correspond à une traduction par le microprocesseur, d'un choix de moteur,
- une co-contraction minimale est inévitable entre les deux muscles biceps et triceps, mais le patient commande cependant une activité musculaire principale,
- au bout d'un certain temps d'attente, 2 secondes environ, la carte de commande bascule à nouveau seule sur l'ouverture/fermeture de la main,

Le graphique ci-dessous nous informe de la manière dont l'utilisateur peut, après un petit temps d'adaptation de la prothèse, choisir un moteur et jouer sur son sens de rotation (figure 17). Il peut alors choisir aisément de contracter fortement ou faiblement un muscle pour choisir un moteur puis agir sur celui-ci relativement rapidement.

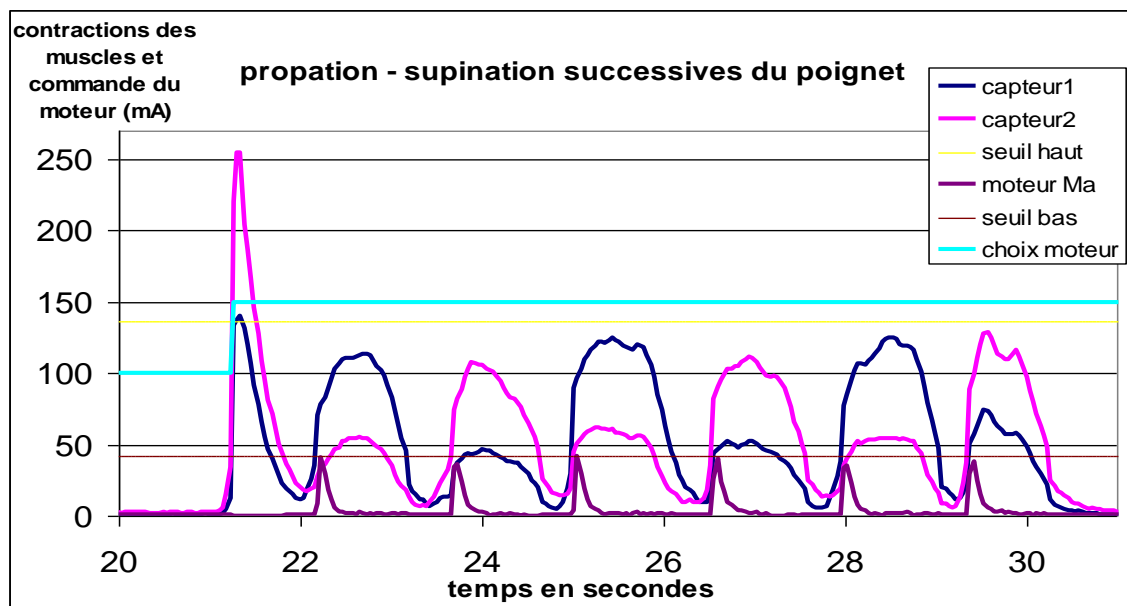


Figure 17 : contraction forte de l'utilisateur puis action de pronation-supination successives

Pour une connaissance plus approfondie de l'utilisation de la prothèse par l'utilisateur, nous avons préparé un ensemble de scénarios d'utilisation du produit proposé. De précédentes études sur la conception de produits adaptés aux exigences et aux attentes précises d'une certaine catégorie d'utilisateurs ont déjà été réalisées [21]. Il en est ressorti qu'il était important d'intégrer l'utilisateur suivant 4 étapes importantes :

- préparer le scénario avec l'utilisateur final du produit pour préparer au mieux son usage,
- réaliser les expériences dans des conditions les plus réalistes possibles,
- observer l'utilisateur en situation pour discuter ensuite avec lui de l'utilisation du produit,
- analyser les verbalisations effectuées par l'utilisateur en cours d'utilisation pour optimiser ensuite au mieux le produit.

Les ressentis, les relations et finalement l'adaptation du produit à son utilisateur se fera d'autant plus aisément qu'il est intégré à l'équipe de conception.

Nous avons réalisé plusieurs séquences dont une est représentée en figure 18. Il s'agit ici de comprendre comment l'utilisateur commande la prothèse dans une situation quotidienne.

1. Objectif du scénario préparé avec l'utilisateur :

- prendre le verre sur la table en le serrant avec la prothèse,
- agir pour cela sur les trois articulations de la prothèse.

Les états initiaux ont été définis comme suit :

- état initial de la prothèse : les articulations du coude, du poignet et de la main sont dans des positions quelconques,
- un verre est posé sur une table.

2. Réalisation de l'émulation :

- l'objectif est que l'utilisateur ne se sente pas contraint par des paramètres trop complexes et prédéterminés,
- il se positionne donc seul et comme il l'entend.

3. Observation de l'utilisateur :

- l'acteur principal est filmé par une caméra d'ambiance et une caméra dédiée à la prothèse,
- un microphone enregistre ses commentaires.

4. Verbalisations et analyse des ressentis de l'utilisateur :

- il est demandé à l'utilisateur de faire un maximum de commentaires lors de l'émulation,
- les analyses se font suite à l'expérimentation
- les corrections seront prises en compte pour l'émulation n+1.

La figure ci-dessous nous montre donc l'évolution des contractions biceps et triceps de l'utilisateur qui commandent le choix des moteurs et leur activité.

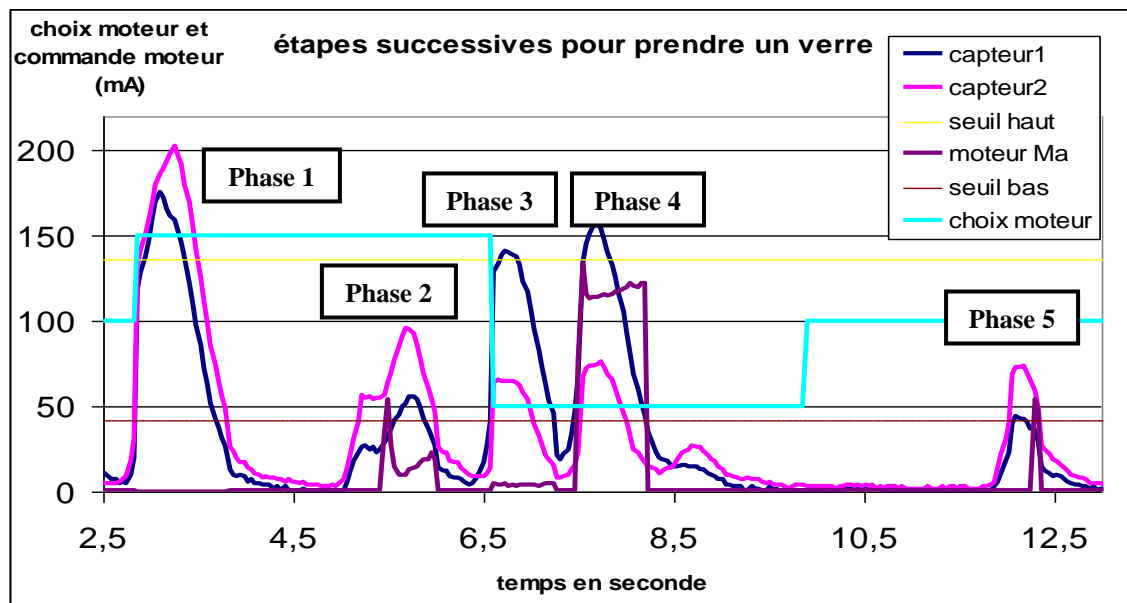


Figure 18 : choix de succession de phases pour prendre un verre à partir d'un état initial quelconque de la prothèse

La succession des commandes et mouvements, comme définies à la figure 11, se déroule donc comme suit (figure 19) :

- Phase 1 : l'utilisateur commence par choisir le moteur du poignet par une contraction forte du biceps,
- Phase 2 : une contraction faible à nouveau du biceps permet une rotation dans le sens horaire du poignet,
- Phase 3 : une nouvelle contraction forte du biceps permet de choisir maintenant le moteur du coude,
- Phase 4 : une contraction faible du triceps cette fois-ci permet une extension de l'articulation du coude,
- Phase 5 : l'utilisateur choisi d'attendre un moment pour un basculement automatique vers le moteur de la main avant de serrer le gobelet grâce à une contraction faible du triceps

Grâce à ces premières mises en situation, nous avons pu remarquer une utilisation relativement confortable de la prothèse par l'utilisateur. Cependant, la prothèse ne réagit pas toujours comme il le souhaite. Il envoie des informations qui lui semblent correspondre aux indications de l'équipe de conception alors qu'elles sont interprétées d'une autre manière par le produit.

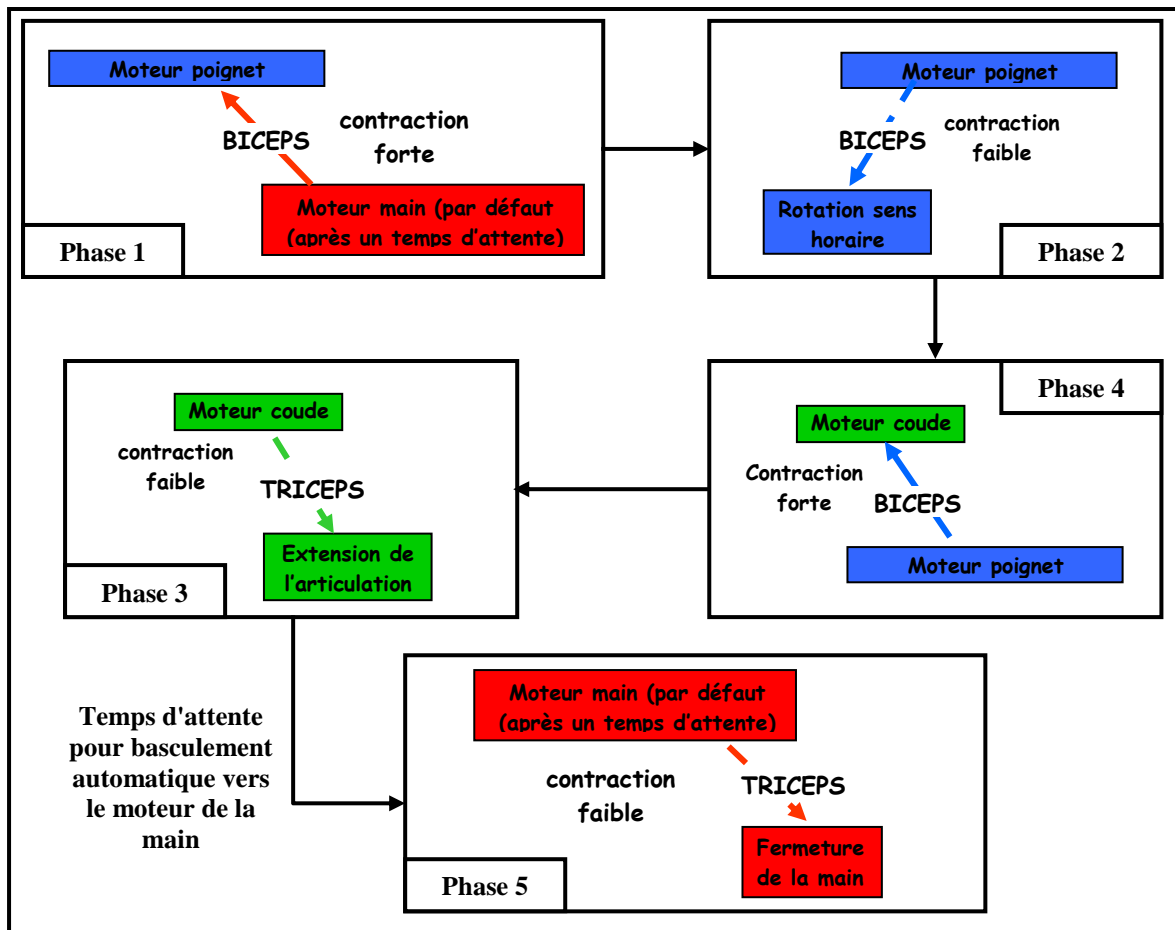


Figure 19 : succession des choix de l'utilisateur pour prendre d'un verre à partir d'un état initial quelconque de la prothèse

5.3 Conclusions et améliorations possible du produit

Ainsi, lors des diverses émulations réalisées, les remarques intéressantes de l'utilisateur ont été classifiées par lui comme étant des avantages ou des inconvénients par rapport à l'utilisation du produit. Nous les avons listés ci-dessous et commentés (tableau 4), nous avons également pensé à des propositions d'amélioration pour les inconvénients répertoriés.

Avantages	Commentaires
Il préfère agir deux fois de suite avec une contraction forte du biceps plutôt qu'avec une contraction forte du triceps pour le choix du moteur	Cela vient d'une plus grande maîtrise et d'une habitude à fonctionner avec ce muscle. S'il y a confirmation de ce type d'utilisation, il peut être envisagé d'adapter plus encore la commande à l'utilisateur
Avec le temps, il est relativement facile de comprendre le fonctionnement du produit et donc d'enchaîner plusieurs mouvements	L'utilisateur n'estime pas utile pour le moment une pré-programmation d'une séquence successive de mouvement de la prothèse
L'habitude au poids se fait très rapidement	Il ne faut cependant pas provoquer la fatigue du patient avec une prothèse de plus de 4kg
La prothèse "tout débrayable" est un gros avantage. Il apparaît une phobie de "ne pas pouvoir lâcher"	Les emplacements pratiques des deux boutons de débrayage (main et coude) sont à confirmer

Gros avantage d'avoir un coude myoélectrique (par rapport à l'ancienne prothèse)	Cette mobilité supplémentaire rend le membre supérieur totalement autonome : il n'a plus de coude mécanique par rapport à sa prothèse précédente
Avantage de pouvoir régler la prothèse avec un logiciel adapté (Titech)	Il est intéressant pour l'utilisateur comme pour les concepteurs de comprendre les évolutions en usage de la prothèse
Inconvénients	Proposition d'améliorations
Présence de contradictions entre ses contractions volontaires et les actions de la prothèse	Il faut plus de temps de pratique, mais aussi affiner les paramètres de commande en temps réel grâce au logiciel Titech
Occasionnellement, pertes totales de référence par rapport à la prothèse, il s'agit dans ces cas la de prendre quelques moments pour stabiliser le produit et retrouver son sang-froid	Pas de propositions ... il faut une connaissance du produit et de son utilisation
Pour serrer des gobelets en plastique, il est difficile de savoir quand s'arrêter pour ne pas l'écraser	Les réflexions sont orientées vers : - une nouvelle main à compliance passive, - l'intégration en capteurs en bout de doigts
Beaucoup plus de références à l'objet serré lorsque l'utilisateur l'approche avec l'autre membre valide (connaissance de caractéristiques physiques de l'objet)	Des capteurs supplémentaires avec une boucle de retour pour la commande seraient peut être nécessaires
Rréaction déifférente de la prothèse au cours de la journée : transpiration, stress, fatigue, etc.	Il peut être envisagé d'incorporé un noyau de logique floue pour adapter les seuils et pentes de la commande (figure 13) automatiquement
L'emboiture gêne quand le poids à soulever est lourd	Changement de géométrie de conception de l'emboiture, avec poids limite à soulever par la prothèse
Nécessité d'un niveau sonore pratiquement nul. Bruit au niveau des motorisations	Des efforts seront faits pour isoler phoniquement ces articulations

Tableau 4 : avantages et inconvénients soulevés par l'utilisateur suite à l'utilisation de la prothèse et proposition d'amélioration

Suite aux enquêtes réalisées auprès des patients et des équipementiers, nous nous sommes rendus compte qu'il est tout à fait indispensable d'aider le patient à comprendre le fonctionnement de sa prothèse et de l'aider dans sa sélection de mouvement à réaliser. Grâce au logiciel Titech développé au sein de l'entreprise, nous avons pu identifier des sources de dysfonctionnement et y remédier. Nous avons pu agir non seulement pour une meilleure adaptation de la prothèse à l'utilisateur, mais également l'intégrer à la conception pour une meilleure compréhension de celle-ci.

Les apprentissages du patient sur d'autres types de prothèse myoélectriques étaient orientés plutôt vers des commandes de type co-contractions. Une grande progression vers l'utilisation efficace de la prothèse de Tech.Innovation a été de faire comprendre à l'utilisateur la situation de contractions successives. Cette situation de commande plus simple au premier abord a donc néanmoins nécessité un temps d'apprentissage.

Les premiers retours en utilisations sont très satisfaisants car l'utilisateur estime lui-même maîtriser correctement la prothèse. Les prises d'objets durs s'effectuent sans problèmes, et des situations telles que tenir un livre ouvert ou des cartes à jouer ne sont maintenant plus impossibles.

Les situations d'actions mono manuelles ont été rapidement apprises avec le membre valide, et les actions nécessitant les deux membres se font tout naturellement en choisissant le membre sain pour les mouvements complexes.

Pour parvenir à maîtriser parfaitement ses contractions, il faut de long mois d'apprentissage dans les centres spécialisés et une fois rentré chez lui, le porteur de la prothèse n'a plus aucune aide. Certains jours, il arrive bien à réaliser les mouvements qu'il souhaite et d'autres jours, rien ne marche alors même qu'il a le sentiment de réaliser les mêmes contractions que les jours où cela fonctionnait. En outre, en fonction de la température extérieure, de la pression atmosphérique et du taux d'humidité, la micro tension créée par la contraction du muscle n'est pas la même. Il en résulte qu'il convient de tenir compte également de ces caractéristiques lorsque l'on effectue une contraction pour réaliser un mouvement. De même, l'humeur du patient n'est pas toujours la même et il peut arriver qu'il soit plus contracté que d'autres jours, plus énervé que d'autres jours et dans ce cas là, la contraction à réaliser n'est pas nécessairement la même que dans les jours où il est très calme.

Pour remédier aux remarques mentionnées ci-dessus, une des premières modifications significatives de la prothèse concerne un dispositif d'information destiné à envoyer un signal sonore au patient (figure 20). Ainsi, à chaque contraction, le patient pourra être informé du type d'information qu'il envoie à la carte de commande et ainsi comprendre pourquoi la prothèse ne réagit pas comme il le souhaite si le cas se présente.

Il pourra alors corriger sa contraction pour réaliser finalement le mouvement souhaité.

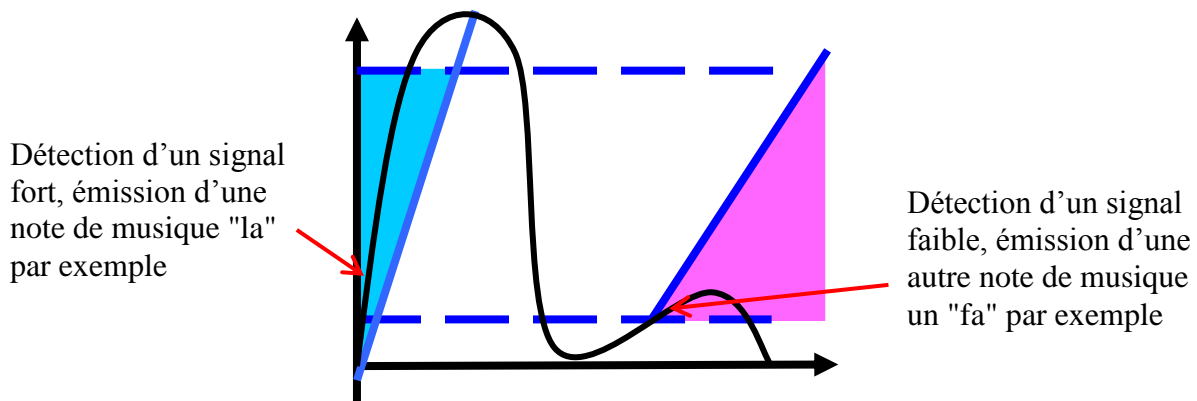


Figure 20 : émission d'une note de musique en fonction de la détection d'un signal fort ou d'un signal faible du biceps ou du triceps.

Plusieurs autres types d'informations sont prévus afin que le porteur de la prothèse puisse dialoguer avec la carte de commande et mieux comprendre le fonctionnement de sa prothèse, régler les électrodes en fonction de ses capacités, comprendre et intervenir seul sur une prothèse ne fonctionnant pas correctement.

6. Conclusion et perspectives

Dans le monde médical, il est considéré qu'une prothèse réussie est une prothèse utilisée. Aujourd'hui encore, 50% des patients abandonnent leur prothèse. Pour qu'une prothèse soit utilisée, elle doit être fonctionnelle, esthétique, silencieuse, facile d'emploi et "comprise" par son utilisateur.

Actuellement, la prothèse développée se compose :

- d'une main, d'un poignet et d'un coude myoélectriques,

- d'une emboîture intégrant les électrodes et permettant la jonction avec l'utilisateur,
- d'un corps à l'intérieur duquel se trouvent les moteurs pour déplacer la main, le poignet et le coude suivant différents mouvements de rotation, la carte de contrôle, la batterie d'alimentation en courant, l'interrupteur et le débrayage mécanique du coude et de la main.

Le patient envoie des ordres à sa prothèse par l'intermédiaire de signaux myoélectriques générés par la contraction musculaires. Ces muscles sont ceux que l'amputation a rendus inutiles. Ces signaux sont de mauvaise qualité et il en découle une commande hasardeuse. L'électronique dont nous disposons et la commande proposée facilite l'utilisation de la prothèse par l'amputé.

La mise en œuvre de technologies de fabrication innovantes permet de proposer des prothèses de membres supérieurs qui sont plus en phase avec les attentes des utilisateurs, l'esthétique ayant un rôle prépondérant dans l'usage de la prothèse. Le moindre coût et les matériaux nouveaux constituant le produit permettent de le rendre compétitif et apprécié par les premiers utilisateurs.

Il a été mis en œuvre une méthodologie de conception participative et centrée utilisateur qui nous a permis de répondre plus efficacement aux exigences de ces derniers, notamment dans la phase de choix d'une commande adaptée. Ainsi, en proposant des scénarios successifs, en les réalisant et en recueillant et analysant toutes les verbalisations de l'utilisateur final en situation, nous avons pu proposer avec lui un diagramme de fonctionnement clair de la prothèse et adapté à ses actions quotidiennes. De plus, un diagramme de génération des contractions fortes et faibles a été discuté et établi pour comprendre quels signaux simples sont attendus par la prothèse.

L'électronique de commande synthétique hérite aussi de la technologie robotique en particulier pour sa mise en œuvre. Actuellement les prothèses existantes sur le marché sont commandées moteur par moteur (coude, puis poignet, puis main). Les actions complexes sont longues et difficiles, surtout lorsqu'elles nécessitent des co-contractions successives. La technologie électronique proposée par Tech'Innovation permet de réaliser des actions successives relativement rapidement tout en évitant la génération de co-contractions.

De plus, même si ceci n'est pas actuellement une demande forte de la part des utilisateurs, il est facilement possible d'effectuer des macro commandes, par exemple : "porter un verre à la bouche", "le poser sur la table". C'est l'ordinateur intégré qui assurera la séquence, voire la simultanéité des commandes élémentaires. Cette électronique assurera également un "feedback" de la commande.

Suite aux premières remarques des utilisateurs en situation, une série d'améliorations peut être apportée à la prothèse actuelle de membre supérieur :

- un noyau de commande intelligent peut être introduit avec le microprocesseur de commande pour que la prothèse ait une réaction constante tout au long de la journée, malgré les changements d'états (stress, fatigue, transpiration, etc.) de l'utilisateur,
- le produit "main myoélectrique" à compliance passive actuellement en test met en action deux doigts supplémentaires et permet une meilleure saisie. Le dispositif combine un actionneur électrique associé à un dispositif hydraulique miniature. C'est la commande hydraulique qui permet l'adaptabilité de la main autour de l'objet à serrer,
- un retour de la commande à l'utilisateur constitue également une demande insistante. Il est envisagé de mettre en place un signal en forme de note musicale qui sera transmis par oreillette au patient : il peut ainsi vérifier la commande (signal) réelle envoyée à la prothèse. Ce dispositif est également utilisé pour l'apprentissage de la commande.

Il est important de préciser que la technologie de base utilisée dans le cadre de la production des prothèses high-tech de Tech'Innovation est facilement transposable au développement des orthèses actives.

Dans les mois et année à venir, nous allons orienter notre conception sur la réalisation d'orthèses actives pour les raisons précitées. De plus nous allons entamer de la recherche et du développement sur les prothèses de membres inférieurs afin de compléter notre gamme de produits.

Remerciements

Nous tenons à remercier grandement Pascal POMMIER (POMMIER Orthopédie) pour ses conseils, son aide et la réalisation de l'emboiture définitive. Ses connaissances ainsi que celui de ses collaborateurs, nous a permis d'avancer dans la bonne direction. Nous tenons également à remercier l'ESME Sudria pour son travail sur le développement de la carte électronique. Nous terminons en remerciant grandement la patiente qui a testé la prothèse pendant une année, qui a accepté de passer du temps pour réaliser des séries de test.

Légende des figures

- Figure 1 : Répartition du nombre d'handicapés du membre supérieur
- Figure 2 : Répartition des technologies utilisées pour les prothèses fonctionnelles
- Figure 3 : corps et coude de la prothèse: a –vue "intérieure" du bras ; b – vue "extérieure" du bras
- Figure 4 : bouton de commande du débrayage D et de l'embrayage E
- Figure 5 : prototypes de main: a - premier prototype
b – second prototype à compliance passive
- Figure 7 : photo du coude myoélectrique seul
- Figure 6 : photo de la prothèse de bras
- Figure 8 : patient équipé de la prothèse de Tech'Innovation
- Figure 9 : sélection du moteur à partir d'une contraction forte du biceps.
- Figure 10 : sélection du moteur à partir d'une contraction forte du triceps.
- Figure 11 : diagramme de fonctionnement de la prothèse en fonction de l'activité musculaire.
- Figure 12 : allure de courbe après traitement par la carte de contrôle des stimuli émis par le patient et représentation des seuils haut et bas.
- Figure 13 : stimuli possibles dus à la contraction d'un muscle et à la manière dont on peut déterminer qu'ils sont à considérer comme des stimuli forts ou des stimuli faibles (avec les seuils et les pentes de référence).
- Figure 14 : réglage des paramètres dédiés à la détection des signaux forts et faibles avec le logiciel Titech
- Figure 15 : Interface d'acquisition des signaux émis par l'utilisateur après traitement
- Figure 16 : choix d'un moteur par l'utilisateur grâce à une action forte du biceps puis remise en position initiale automatique
- Figure 17 : contraction forte de l'utilisateur puis action de pronation-supination successives
- Figure 18 : choix de succession de phases pour prendre un verre à partir d'un état initial quelconque de la prothèse
- Figure 19 : succession des choix de l'utilisateur pour prendre d'un verre à partir d'un état initial quelconque de la prothèse
- Figure 20 : émission d'une note de musique en fonction de la détection d'un signal fort ou d'un signal faible du biceps ou du triceps.

Bibliographie

- [1] D. Nishikawa. Studies on Electromyogram to motion classifier. Ph.D. Thesis, Hokkaido University, Japan, November, 2001
- [2] C. D. Luca, P. Bonato, S. Roy, EMG-based approach to identifying functional motor activities. GCMAS 7th Annual Meeting, 2002.
- [3] C. Jorgensen, K. Wheeler, S. Stepniewski. Bioelectric Control of a 757 class high fidelity aircraft simulation, World Automation Conference, June 11-16, Hawaii, 2000.
- [4] <http://www.unb.ca/biomed/>
Consulté en janvier 2008
- [5] Source : Prothèses du membre supérieur, TS 2 Prothèse-Orthèses, 2001, Florence DUMEZ
- [6] <http://www.utaharm.com/ua3.php>
Consulté en janvier 2008
- [7] <http://www.healthcare.ottobock.de/oba/fr/>
Consulté en janvier 2008
- [8] <http://www.proteor.com/proteor/cgi-bin/ortho/produit.cgi?LANGUE=fr&FAMILLE=4&SF=32&GP=145&P=143>
Consulté en janvier 2008
- [9] V. Artigue, G. Thomann, Development of a prosthetic arm: experimental validation with the user and an adapted software, IEEE International Conference on Robotic and Automation, ICRA09, 12-17 may, Kobe, Japan, 2009, pp. 3079-3084
- [10] Arsicault M., Gazeau J.P., Zeghloul S, Mechanical hand manipulation planning using an exoskeleton, The International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science 12th IFToMM World Congress, Besançon, France, June 18-21, 2007, 6p.

- [11] Norman D., Draper, S., "User Centred System Design: New Perspectives on Human-Computer Interaction". Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 1986.
- [12] Katz-Haas, R., "A summary of this article, Ten Guidelines for User-Centered Web design", Usability Interface Vol 5 (n°1, July 1998)
- [13] Grudin, J., and Pruitt, J. "Personas, Participatory Design and Product Development: An Infrastructure for Engagement." Proc. PDC 2002, pp. 144-161.
- [14] Jean-Daubias Stéphanie, "De l'intégration de chercheurs, d'experts, d'enseignants et d'apprenants à la conception d'EIAH", TICE 2004, Compiègne, France. pp. 290-297
- [15] Conlon, T., Pain, H., "Persistent Collaboration: a methodology for applied AIED". International Journal of Artificial Intelligent in Education 7, 219-252, 1996.
- [16] Godjo Thierry, Marouzé Claude, Boujut J-F, Giroux François, Participatory design in developing countries : how to improve user integration design process for small scale food processing ?, IDMME 2006, Grenoble, France, 12 pages.
- [17] G. Thomann, R. Rasoulifar, B. Meillon, F. Villeneuve, Observation, annotation and analysis of design activities: How to find an appropriate tool? International Conference on Engineering Design, ICED'09, 24 - 27 auguste 2009, Stanford University, StanfordCA, USA
- [18] Greenbraum, J., Kyng, M., "Design at Work: Cooperative Design of Computer System", Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 1991.
- [19] Caelen Jean, Jambon François, Vidal Audrey, "Conception participative : des Moments à leur instrumentation, Revue d'Interaction Homme-Machine, Vol6, N°2, 2005.
- [20] Gaffney Gerry, "Scenarios", Usability Techniques Series, 2000 Information&Design <http://www.infodesign.com.au>
- [21] Guillaume Thomann, Jean Caelen, Morgan Verdier, Brigitte Meillon, Mise en place de scénarios pour la conception d'outils en Chirurgie Minimale Invasive, Chapitre 6 Dans l'ouvrage : Les Systèmes de Production, Editeur commercial : Lavoisier, Editeur Scientifique : Hermès-Sciences, ISBN 978-2-7462-1819-2, Novembre 2007, pages 93 à 107, pages totales livre : 309.

Abstract

To find independence but also dignity and to have access to the prostheses at more accessible prices and adapted use, we produced complete myoelectric upper limb prosthesis by centering our development on the use of new design methods and manufacturing techniques.

We detail the implemented means to improve the design and the functionality of the prosthesis. We specify some mechanical innovations and user integration in design. We thus proposed an operational diagram of the prosthesis and especially a mean, adapted to the physical capacities of the user, to better control the product.

We demonstrate the need to use adapted software for an initial comprehension of the product. Thus the user can better adapt the prosthesis to its stimuli while acting directly on certain functional parameters of the product. The complementarities and the adaptability of the prosthesis with its carrier are essential.

Keywords :

Design and manufacturing, myoelectric upper limb prosthesis, Participatory Design, User Centred Design