Méthodologie de conception de machines d'entraînement d'évaluation et de rééducation musculaire

L. Afilal, S. Moughamir et N. Manamanni
CReSTIC, Université de Reims, BP 1039 51687 cedex 2 France
Lissan.afilal@univ-reims.fr

Résumé

Cet article propose une démarche globale pour la conception de machines d'entraînement d'évaluation et de rééducation musculaire pour des articulation à un degré de liberté. Cette démarche est présentée à travers un modèle formel générique de spécification et de conception du système de contrôle commande de ce type de machines.

Mots clés

Machine d'entraînement, rééducation musculaire, évaluation, articulation, isocinétisme.

1. Introduction

L'utilisation des machines d'entraînement d'évaluation et de rééducation musculaire devient courante dans les domaines du sport, de la rééducation et de la médecine [12]. Le développement et la conception de ces machines doivent passer par un certain nombre de défis scientifiques et techniques. La connaissance du domaine d'application spécifique doit être intégrée dans le processus de conception et de développement. Notre démarche consiste à proposer un modèle générique réutilisable qui peut facilement être spécialisé pour le développement du système de contrôle commande des machines d'entraînement d'évaluation ou de rééducation musculaire.

Le principe de fonctionnement de ces machines consiste à appliquer sur le membre de l'utilisateur, un couple exercé par un bras mobile entraîné par un moteur électrique. Le contrôle de la force, de la position et de la vitesse permet de réaliser des entraînements adaptés et graduels. L'évaluation est réalisée en exploitant les signaux de mesure de force et de position.

Dans cet article, nous présenterons d'abord les fonctions médico-sportives, pour répondre aux besoins en termes d'entraînement d'évaluation et de rééducation dans les domaines de la médecine et du sport [5]. Avant de traiter de la spécification du système de contrôle commande et de détailler sa structure, nous proposons un tableau de correspondance pour permettre une communication simple et efficace entre les praticiens du sport et de la médecine et le monde de l'automatique.

Enfin, nous illustrerons la démarche proposée à travers la présentation d'une réalisation pour le genou avec des résultats d'entraînements et d'évaluation des membres inférieurs.

2. Les fonctions médico-sportives d'une machine d'entraînement et de rééducation

Une séance d'entraînement ou de rééducation est définie par une configuration chargée de réaliser un enchaînement de plusieurs phases. Chacune de ces phases est définie comme une suite de plusieurs séries de répétitions des deux motifs de mouvement, un motif « aller » et un motif « retour ». Pendant les entraînements, la contraction du groupe musculaire de base peut réaliser, selon le cas, une action de type :

-*Concentrique* : raccourcissement du muscle concerné, les points d'insertion du muscle se rapprochent. Le patient fournit un effort et le muscle est moteur. Le déplacement s'effectue dans le sens de l'effort du patient.

-*Excentrique* : allongement du muscle concerné, le sens du mouvement entraîne une extension du muscle et les points d'insertion du muscle s'éloignent. Le patient fournit un effort et le muscle est résistant. Le déplacement s'effectue dans le sens opposé à l'effort du patient.

-*Isométrique* : conservation de la longueur du muscle. L'effort fourni par le patient est compensé par le système pour maintenir une position fixe.

L'entraînement et la rééducation musculaire peuvent être effectués de différentes manières : le mouvement se réalise avec charge constante à vitesse variable, charge variable avec limitation du seuil de vitesse maximale ou charge et vitesse de déplacement variables.

Les modes d'entraînement et de rééducation peuvent être classés en trois catégories : les modes à vitesse contrôlée, les modes à charge contrôlée et le mode à position contrôlée. La multiplicité des modes d'entraînement permet d'utiliser la même machine avec différents types d'utilisateurs et d'enchaîner des exercices variés pour un même utilisateur.

2.1. Les modes à vitesse contrôlée

Isocinétique

Le déplacement en mode isocinétique se réalise avec une vitesse constante prédéterminée. Ce mode est utilisé pour évaluer la capacité d'un groupe musculaire à développer une force à vitesse constante dans une

amplitude articulaire spécifiée. Le segment du membre peut développer son couple maximal dans toute l'amplitude testée. Ce mode d'entraînement particulièrement utilisé en évaluation permet d'obtenir une mesure précise de l'effort musculaire et une amélioration de la force musculaire dynamique [4]. En particulier, le mode isocinétique excentrique donne de très bons résultats dans de nombreux cas, tels que les dysfonctionnements articulaires des personnes âgées et les programmes d'entraînement d'athlètes [2]. Nous proposons de réaliser ce mode avec une condition sur la force musculaire : le dispositif de commande assure un asservissement précis de la vitesse durant le mouvement tant que la force exercée par le patient reste supérieure à un seuil fixé, sinon le mouvement s'arrête. Le réglage de la valeur minimum de la force permet d'adapter l'entraînement aux patients et de les motiver progressivement.

Conduit

Ce mode original réalise le déplacement selon une amplitude donnée et à une vitesse programmable sans condition sur la force musculaire. Il permet de réaliser un travail musculaire intense sans surcharger une articulation pathologique. Le mode conduit peut être utilisé dans la rééducation d'une articulation (comme le genou) faisant suite à une intervention chirurgicale comme une arthroplastie totale. Dans ce mode, des flexions passives de l'articulation sont possibles. Au départ, l'amplitude du déplacement et sa vitesse sont fixées avec précision par le praticien. La vitesse sera d'autant plus lente que l'articulation est douloureuse. Ce type de mouvement est réalisé aussi pour le retour du bras mobile lors des modes de rééducation *Assisté* où le mouvement doit être lent et constant.

2.2. Les modes à charge contrôlée

Isotonique

En mode isotonique, la charge exercée sur le muscle doit rester constante au cours du mouvement. Ce mode est classiquement réalisé grâce aux appareils utilisant des poids, mais l'utilisation de bras de levier intermédiaires (entre le poids et le segment du membre) rend ces appareils imprécis. De plus, les renforcements musculaires de type excentrique sont impossibles à réaliser sur les appareils à poids.
L'utilisation des techniques de l'automatique permet de répondre à ces problèmes en simulant une charge pesante constante et en assurant l'isotonicité réelle du mouvement grâce à un asservissement de la force qui tient compte de la pesanteur et du poids des membres (jambe, bras …). Ce mode est réalisé avec des conditions sur la force et selon deux types de contractions musculaires :
-Concentrique : le patient doit exercer une force supérieure à la charge pour entraîner le bras mobile, sinon le mouvement s'arrête.
-Excentrique : Le bras mobile entraîne le membre du patient qui doit résister en exerçant une force suffisante pour que le mouvement continue. Si la force exercée par le patient dépasse un seuil, l'appareil s'arrête pour éviter le mouvement dans l'autre sens.
La possibilité de réaliser un mouvement réellement isotonique en excentrique ou en concentrique ouvre ainsi des possibilités pour de nombreuses études scientifiques.

Physiocinétique

En général l'entraînement sportif spécialisé sur le terrain permet de développer une courbe de force musculaire très particulière et très spécifique du sport pratiqué. Actuellement les sportifs réalisent leur renforcement musculaire sur des appareils à charges additionnelles. Dans ce cas, la prise de volume musculaire se réalise correctement mais le couple pic de force/angle articulaire spécifique au sport pratiqué est souvent décalé. Le sportif développera ainsi plus de force mais l'impulsion maximale au cours du geste sportif ne s'effectuera pas à l'angle articulaire optimal.

Ce mode original breveté [1], appelé Physiocinétique permet le renforcement musculaire selon une courbe de force imposée. La charge est contrôlée pendant que la vitesse du segment de membre est variable en fonction de l'angle articulaire et de l'effort de l'utilisateur. Il permet de :
-Réaliser un mouvement d'amplitude totale avec application de la force, seulement sur une portion de ce déplacement, évitant ainsi la surcharge d'une articulation sensible ou pathologique.
-Corriger la courbe de force musculaire d'un membre (séquelles d'un traumatisme ancien) et de l'identifier à celle de l'autre membre.
-Modifier la courbe de force du sportif afin de l'approcher et à terme de la superposer à une courbe dite idéale pour la discipline sportive (celle d'un champion de la discipline par exemple).

Le mode Physiocinétique est réalisé simplement en simulant une charge pesante variable en fonction de l'angle de l'articulation. Durant le mouvement, le système de commande doit assurer, pour une position articulaire donnée, l'asservissement de la force à appliquer sur le segment tout en tenant compte de la pesanteur et du poids des membres. Le sportif ou le patient peut réaliser des mouvements proches du geste physiologique comme par exemple lors du déplacement naturel d'un segment de membre réalisant un tir dans un ballon ou un lancer de poids.

Assisté

Ce mode original est conçu pour la rééducation d'hémiplégies flasques en cas de testing inférieur à 3. Le mouvement est partiellement assisté en compensant la pesanteur et le poids des membres. Le mouvement assisté démarre dès qu'une réaction perceptible du patient est détectée et s'arrête si le patient ne réagit plus. Le réglage du seuil de l'intensité de la réaction perceptible et de la vitesse maximale introduit un

facteur de motivation très important pour ce type de patients. L'assistance assurée par ce mode permet une rééducation précise et graduelle, impossible à réaliser pendant les séances de rééducation classique en piscine.

Etirement

Indispensable pour les sportifs, les étirements favorisent l'aisance articulaire et participent à la prévention des lésions musculaires accidentelles ; leur pratique permet la multiplication des fibres musculaires et le développement harmonieux du muscle. Le bras mobile effectue un déplacement lent de type isotonique (force constante) dans deux sens. Deux types d'étirements sont possibles.

- Etirement passif prolongé : au départ la force du déplacement est relativement faible, ensuite elle peut être réglée en temps réel par le patient grâce à l'interface homme-machine. Dès que la résistance du groupe musculaire du patient atteint la force programmée, le segment s'immobilise à la position atteinte. Le patient peut faire progresser à nouveau le segment mobile soit en relaxant davantage le groupe musculaire concerné soit en augmentant manuellement la force développée par l'appareil. De nouveau dès que la résistance du patient égalise la force programmée le segment s'arrête à la nouvelle position d'équilibre. Ainsi cette opération peut être répétée plusieurs fois par le patient. Enfin, si le patient exerce une force supérieure à la force programmée, le segment se déplace en sens inverse et si l'appareil enregistre une variation brutale de la résistance du patient, le segment revient en position de départ.

- Etirement avec contraction et relâchement : l'appareil exécute les mêmes fonctions que le mode passif mais le patient a en plus la possibilité de bloquer le segment mobile dans un angle extrême par rapport au muscle. Dans ce cas le segment reste immobilisé durant un temps prédéterminé au cours duquel le patient exécute une contraction du muscle agoniste ou antagoniste. Ensuite l'appareil revient en mode passif. Le patient peut enchaîner plusieurs fois ces opérations.

2.3. Le mode à position contrôlée : Isométrique

Dans le mode isométrique, le muscle garde la même longueur et le travail mécanique reste nul. Ce mode est utilisé dans des disciplines comme la gymnastique, l'escalade et l'haltérophilie pour procurer un gain de force spécifique à un angle articulaire donné. Dans la rééducation, il permet la correction de la courbe physiologique force musculaire / angle articulaire pathologique. Suite à des traumatismes chirurgicaux ou autres, la contraction isométrique permet de conserver une certaine activité musculaire alors que l'articulation est encore limitée dans sa fonction.

Partant d'une position de repos, le segment de membre est déplacé vers une position angulaire de travail où le patient doit commencer son entraînement en fournissant un effort musculaire ; le segment du membre demeure immobile pendant un temps fixé préalablement. Le patient ou le praticien choisit plusieurs positions angulaires de travail en associant à chaque position une durée d'arrêt. Les angles étant fixés d'avance, le dispositif de commande doit assurer à chaque fois une régulation précise pour maintenir la position. Pour motiver le patient ou le sportif pendant le mouvement, un histogramme représentant son effort en fonction des positions angulaires peut être tracé en temps réel.

3. Correspondances médico-techniques

Afin d'implanter les entraînements spécifiés par les spécialistes du sport et de la médecine, plusieurs définitions techniques sont nécessaires. En effet, les besoins médicaux énoncés par un vocabulaire spécifique doivent être transcrits en termes techniques pour réaliser la commande automatique appropriée. Pour permettre une communication simple et efficace entre d'une part, les médecins et kinésithérapeutes et d'autre part, les ingénieurs automaticiens, nous avons établi un tableau (TAB.1) de correspondances médico-techniques.

Expression médicale	Définition technique
Groupe Musculaire	**Sens de l'effort musculaire**
-Aller	- force musculaire exercée « Aller » (F<0)
-Retour	- force musculaire exercée « retour » (F>0)
Mode	**Nature du mouvement**
- Isocinétique.	- vitesse constante avec condition sur la force musculaire
- Conduit	- vitesse constante sans condition sur la force musculaire
- Isotonique	- simulation d'une charge pesante constante
- Physiocinétique	- simulation d'une charge pesante fonction de la position
- Assisté	- vitesse fonction des réactions d'effort du patient; moteur assistant ce mouvement contre la gravité et le poids des membres
- Etirement	- simulation d'une charge pesante créant un déplacement à faible vitesse jusqu'à obtention de l'équilibre avec la tension musculaire
- Isométrique	- position constante
Type	**Nature de l'effort musculaire**
- Concentrique.	- muscle moteur
- Excentrique	- muscle résistant

TAB. 1- Correspondances médico-techniques

Pour caractériser complètement la nature de l'entraînement à réaliser, trois classes d'expressions médicales ont été identifiées : *Groupe musculaire* correspond au sens de l'effort musculaire, *Mode* et *Type* correspondent respectivement à la nature du mouvement qu'effectue la machine et à la nature de l'effort musculaire réalisé par le patient (moteur ou résistant).
Pour réaliser les mouvements décrits dans le tableau 1, trois lois de commande (vitesse, force et position) sont nécessaires.

4. Spécification et hiérarchie du contrôle commande

Une étude préliminaire [11] a permis de mettre en évidence les niveaux hiérarchiques nécessaires pour ordonnancer l'exécution des lois de commande tout en respectant les contraintes imposées par la séance d'entraînement comme l'indique la figure 1, Une séance d'entraînement se compose d'un enchaînement de phases. Une phase est constituée de plusieurs séries d'exercices séparées par des périodes de relâchement musculaire et chacune de ces séries est caractérisée par plusieurs répétitions de mouvements aller-retour (*motif aller - motif retour*). Ces motifs de mouvement, représentant un enchaînement des lois de commande, sont sélectionnés en fonction des données (muscle, mode et type d'entraînement) correspondant à la phase en cours. Outre ces données, une phase est caractérisée par le nombre de séries et de répétitions à effectuer ainsi que par les paramètres quantifiant et limitant les grandeurs : position, vitesse et force. Ces paramètres sont utilisés soit pour l'élaboration de la consigne des asservissements soit pour le conditionnement des transitions entre les états de la phase en cours.
Ainsi le système de contrôle commande est structuré en quatre niveaux hiérarchiques. On distingue deux types de flux d'informations : les informations échangées avec la partie électronique (informations capteurs et commandes machine) et les informations échangées avec le patient (ordres et messages).
Pour maîtriser la complexité de la conception et l'implantation logicielle d'un tel système de contrôle commande, le formalisme de spécification utilisé doit satisfaire les critères suivants :
-Il doit offrir une représentation graphique facilement appréhendée par « l'expert du domaine » afin qu'il puisse participer activement au processus de spécification en apportant ses besoins, ses remarques et ses critiques. Il faut par ailleurs trouver un équilibre entre les facultés de communication et les possibilités formelles car la spécification doit être facilement comprise sans pour autant nuire à la précision et à la rigueur.
-La spécification doit suivre une méthode hiérarchique par analyse descendante afin d'exprimer la structuration et la coopération hiérarchique identifiée entre les différents niveaux de contrôle commande.

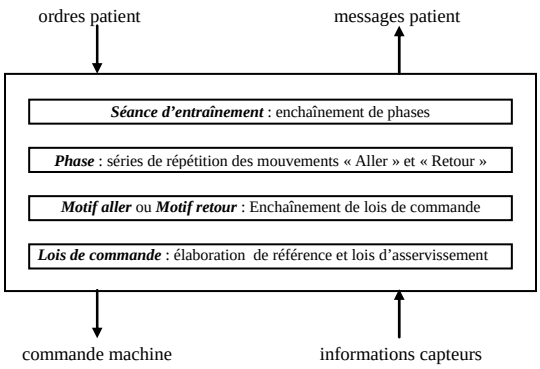

FIG. 1 - Niveaux hiérarchiques de contrôle commande

.-Le formalisme de spécification doit permettre l'expression de comportements génériques réutilisables et paramétrables car il existe plusieurs invariants concernant notamment le déroulement des différents motifs d'aller et de retour.

-La spécification doit être principalement basée sur un formalisme hybride qui permet d'une part, de définir la logique de lancement coordonné des tâches des différents niveaux selon la configuration en cours et d'autre part, d'intégrer les spécifications de comportements continus correspondants aux lois de commande.

En résumé, la nature et l'organisation des tâches de contrôle commande de nos machines nécessitent un formalisme de spécification alliant structuration par objets dynamiques et décomposition par niveaux hiérarchiques.
Nous avons choisi de spécifier les quatre niveaux hiérarchiques du système contrôle-commande à l'aide du formalisme Statecharts-Objet [6], qui est destiné principalement à la spécification et à la conception. Le Statecharts-Objets est constitué de plusieurs modules reliés par des invocations hiérarchiques.
Par rapport à une structure objet classique, un module correspond à une classe dont les attributs et les méthodes sont enrichies par un comportement dynamique réutilisable par ces instances. Un module est donc la réunion, au sein d'une même entité, d'un ensemble d'attribut et d'un ensemble de méthode permettant de manipuler les valeurs des attributs et de son comportement dynamique décrit en Statecharts.
Le comportement est décrit par le Statecharts, il définit la logique d'exécution des différentes méthodes, et fournit ainsi une vision cohérente et synthétique du flot de contrôle. Dans ce comportement, les actions associées aux transitions et aux activations (ou désactivations) des états correspondent à l'exécution d'opérations simples non séquentielles. Les activités associées aux états correspondent à des appels aux méthodes spécifiées par des algorithmes ou par des lois de commande.

Dans ce qui suit, nous présentons les modules génériques utilisés pour les spécifications du contrôleur séquentiel défini par les niveaux hiérarchiques. Les attributs de ces modules décrivent les paramètres d'entraînement ainsi que ceux relatifs aux lois de commandes et aux utilisateurs. Chacune des sous-sections suivantes est consacrée aux spécifications d'un des niveaux du contrôleur séquentiel.

4.1. Séance d'entraînement

Le module Statecharts de FIG 2 qui correspond à une séance d'entraînement permet de coordonner les modes d'entraînement (ou de rééducation) et les phases consécutives qui forment une séance. Les attributs, dont les valeurs doivent être instanciées pour chaque séance spécifique d'entraînement, sont : i) le nombre de phases d'entraînement, *p*; ii) un tableau qui comporte les phases successives de la séance; et iii) un index, *i*, de la phase d'entraînement courante.
Le mode de fonctionnement de ce module est donné par les états: *Preparation*, *Calibration*, *Phase*, *Abnormal_state*, et *Emergency_state*. Un ordre de départ, donné par l'utilisateur, active l'état *Préparation*, qui permet d'initialiser les paramètres d'entraînement. L'état *Calibration* peut alors être activé pour démarrer l'étalonnage. Cet état invoque le module *Movement_calibration*, qui permet d'identifier la force de pesanteur du membre et de la partie mobile de la machine, sur toute la plage du mouvement. Pendant les phases suivantes d'entraînement ces données seront soustraites de la force mesurée pour obtenir une évaluation correcte de l'effort musculaire du patient.
Quand l'état *Calibration* se termine, l'étape suivante consiste en l'initialisation de l'attribut i à 1, et l'activation de l'état *Phase*. Ceci invoque l'exemple indiqué par *phase [i]* du module *Phase* (correspondant au deuxième niveau de la hiérarchie) pour exécuter la première phase d'entraînement.

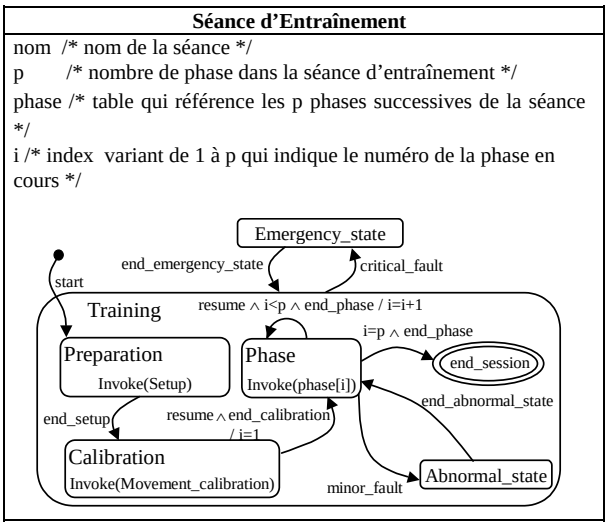

FIG. 2 - Spécification du module Séance d'Entraînement

Quand une phase se termine, l'état *End_phase* est atteint (FIG. 3), ce qui ne correspond pas à la fin de la configuration (i.e i < p). Cette transition incrémente la variable *i* afin d'exécuter la phase suivante de la séance d'entraînement. À la fin de la dernière phase, i=p ∧ *end_phase*, l'état *end_session* est activé pour signaler la fin de la séance d'entraînement.

L'occurrence d'un défaut majeur comme un arrêt d'urgence ou une erreur électronique désactive le super état *Training* et active l'état *Emergency_state*. Ces défauts critiques nécessitent une connaissance et une re-initialisation du système. D'autre part, les défauts d'utilisation ou mineurs, tels qu'un mauvais positionnement du membre, produisent un événement de défaut anormal pour arrêter le mouvement courant et pour garantir la sécurité de l'utilisateur. La machine devrait donc être équipée par des capteurs afin de détecter ce type de défaut.

4.2. Module Phase

Une phase comporte une succession de séries d'entraînement séparée par une période de relaxation musculaire. Chaque série comporte un certain nombre de répétitions d'un motif « aller » suivi d'un motif « retour » qui sont choisis en fonction du groupe musculaire, du mode d'entraînement, et du type d'entraînement nécessaire pour la phase courante. Les attributs de ce module phase sont (FIG. 3):
- Le nombre de série, *nb_series*, et de répétitions, *nb_rep*, de la phase;
- les index de la série courante *j*, et de la répétition courant, *k*;
- les identifiants des motifs "aller" et retour" qui seront invoqués dans la phase courante.

Le Statechart du module *Phase* (FIG. 3) possède un super état, *Mouvement*, pendant lequel les lois de commande sont exécutées, un état *Relaxation* et un état *end_phase* indiquent la fin de la phase courante. L'invocation d'un exemple de ce module (de l'état *Phase* du module *Séance d'Entraînement*), déclenche la transition d'initialisation, qui met en place les attributs *j* et *k* pour indiquer la première répétition de la première série. Cette transition mène également à l'exécution de la méthode *Calculate_Pattern*, qui détermine les modules du troisième niveau correspondant au motif du mouvement (aller ou retour) nécessaire à la phase courante. Les noms de ces modules sont assignés aux attributs *Motif_aller* et *Motif_Retour* en fonction des valeurs des attributs mode, muscle et type de la phase concernée.
L'état *Reach_reference_position* invoque le motif « Free_Return » (non décrit dans cet article) du niveau 3, qui déplace le membre à entraîner à la position de référence. En cette position, la première série de la phase courante d'entraînement commence à exécuter alternativement les états *Go_movement and Return_movement* qui invoquent les modules référencés, respectivement, par les attributs *Motif_aller* et *Motif_Retour*. Les transitions entre ces deux états sont prises en compte quand la machine arrive à une des positions de référence extrême du mouvement (en haut, en bas, à droite ou à gauche).

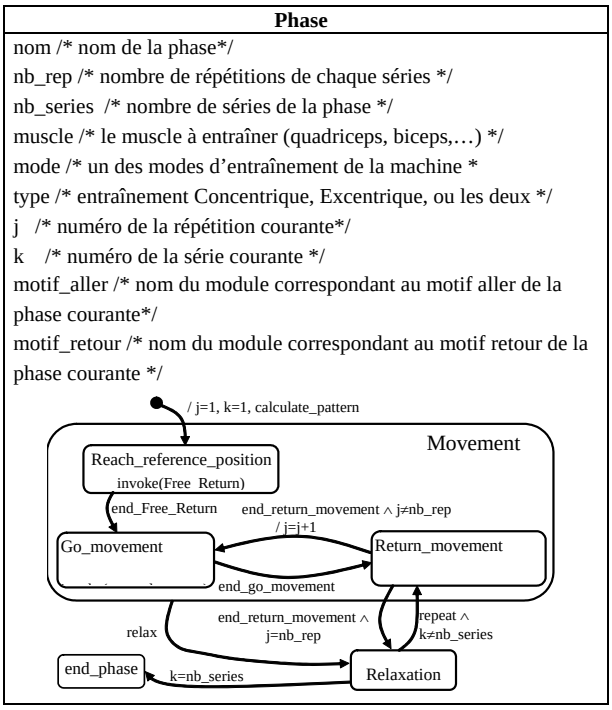

FIG. 3 - Spécification du module *Phase*

La transition de *Go_movement à Return_movement* met à jour également le compteur de répétition en incrémentant l'attribut *j*. Quand toutes les répétitions de la série courante sont exécutés (c.-à-d., *j=nb_rep*) l'état *Relaxation* est activé. Cet état à double transition de sortie peut également être activé si l'utilisateur donne un ordre relax durant l'exécution dans le super état *Movement*.

- la première transition est sélectionnée quand la fin de la phase est atteinte (*k=nb_series*) pour activer l'état *end_phase* d'état;
- la seconde transition est activée par l'utilisateur pour commencer la prochaine série de la phase courante en incrémentant k, en plaçant j à 1 et en activant l'état *Go_movement*.

Les paramètres caractéristiques (force en fonction de la position) du mouvement en cours d'exécution sont traités et visualisés grâce à l'IHM durant les états *Go_movement* et *Return_movement*,

4.3. Une structure générique des Motifs Aller et Retour

Les modules du niveau 3 (FIG. 1) représentent les états et séquences de commutations nécessaires à l'exécution d'un motif de mouvement donné. Une structure générique du comportement dynamique de ces modules a été identifiée. La figure FIG. 4a (respectivement, FIG. 4b) illustre cette structure générique pour les motifs « aller (respectivement, motif « retour »). Dans la suite nous détaillons l'exécution du motif « aller » (le comportement du motif « retour » étant semblable).

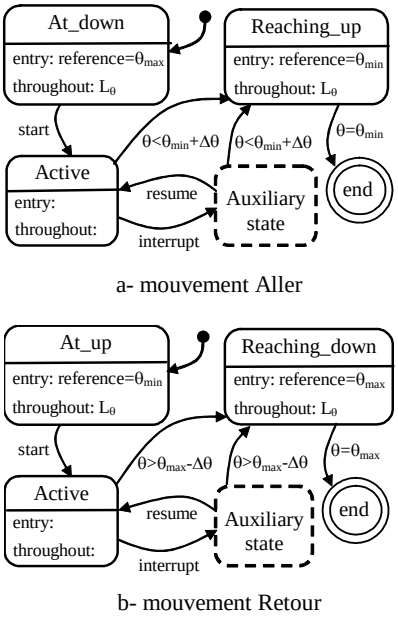

FIG. 4 - Comportement dynamique générique pour les modules du niveau 3.

Le module de FIG. 4a comporte 5 états de base :

- Un état initial, *At_down*, permettant de garder l'articulation immobile à une position angulaire extrême (minimale) en exécutant une commande en position avec une certaine référence θ_{min} correspondant à la position angulaire extrême (minimale) de l'articulation de l'utilisateur.

- Un état de décélération progressive, *Reaching_up*, pour mener la machine à la position angulaire extrême supérieure, θ_{max}. Cet état est activé dès que l'angle de décélération est atteint, i.e., $\theta < \theta_{min}+\Delta\theta$.

- Un état terminal, *end*, pour arrêter le mouvement lorsque la position finale est atteinte.

- Un état principal, *Active*, qui exécute la loi de commande adéquate du motif de mouvement correspondant. Dans le cas des lois de commande en force et en vitesse (c-à-d, mode isocinétique et isotonique), cet état est activé si la force appliquée par l'utilisateur dépasse un seuil de force minimum. Pour les autres modes, où le but est de contrôler la position angulaire de l'articulation, cet état est actif si une position prédéterminée est atteinte.

- Un super état *Auxiliary*, comprenant un ou plusieurs sous états pour exécuter les opérations auxiliaires nécessaires, avec les lois de commande, garantissant les performances requises d'une session d'entraînement. Cet état est activé pour arrêter la machine si une contrainte de sécurité est violée pendant l'état actif. Dans ce cas, l'événement d'interruption (lié à la transition d'entrée) représente une force musculaire insuffisante; l'état *Active* peut

alors terminer sa tâche lorsque l'utilisateur applique la valeur de force nécessaire. L'état *Auxiliary* peut également être utilisé pour déplacer la machine d'une position de travail à une autre. Dans ce cas l'événement *interrupt* invoque un délai pour limiter la durée de l'état *Active*.

Par exemple, la réutilisation du modèle générique du motif "aller" (FIG. 4a) dans le cas d'un module isocinétique est illustrée FIG. 5 (les spécifications des autres modules peuvent être trouvées dans [9]. Les valeurs f_m, ω_m, θ_{min} et θ_{max} doivent être fixées par un spécialiste du domaine. Le Statecharts du motif donne la séquence de commutation des lois de commande, nécessaire à la réalisation d'un mouvement isocinétique en motif "aller".

Dans ce cas, la machine doit entraîner l'articulation avec une vitesse constante en un mouvement « aller » à condition que la force développée par l'utilisateur soit supérieure à la force seuil f_m. Pendant chaque état, une commande en position L_θ, ou en vitesse L_ω, est exécutée. Quand la force développée par l'utilisateur dépasse la force seuil dite de travail f_m, on accède à l'état *Active* pour exécuter une commande en vitesse qui est la commande de base d'un entraînement isocinétique. Si l'utilisateur réduit sa force en dessous de f_m, l'état *Stop* devient actif ce qui mène à un arrêt graduel de la machine en mettant la référence ou la consigne de vitesse à zéro. L'état *Active* s'enclenche de nouveau dès que l'utilisateur développe l'effort nécessaire au mouvement.

5. Structure du système de contrôle commande

Pour réaliser une séance d'entraînement, nous avons montré que le système de contrôle commande de la machine doit d'une part exécuter une séquence de mouvements alternant des motifs « aller » et « retour » d'autre part assurer à la réalisation d'autres tâches tels que l'initialisation, l'étalonnage et la sécurité. Ce système de commande est naturellement hybride [3] et peut être représenté dan FIG. 6 où le contrôleur séquentiel représente les trois premiers niveaux hiérarchiques (section 4.)

Partant des modes d'entraînement définis et des spécifications établies, trois lois de commandes (position, vitesse, et force) ont été identifiées pour effectuer l'ensemble des mouvements. L'enchaînement de ces lois de commande dépend pour chaque exercice à réaliser de la position angulaire de l'articulation, et de la force qu'exerce l'utilisateur.

La structure générique du comportement dynamique des modules représentant les motifs *« aller »* et les motifs *« retour »* peut être employée pour n'importe quelle machine d'entraînement ou de rééducation sur un degré de liberté de l'articulation.

L'exécution d'un motif de mouvement donné nécessite un contrôleur séquentiel de commutation des trois lois de commande identifiées : vitesse (L_ω), force (L_f) et position (L_θ) représenté (FIG.7).

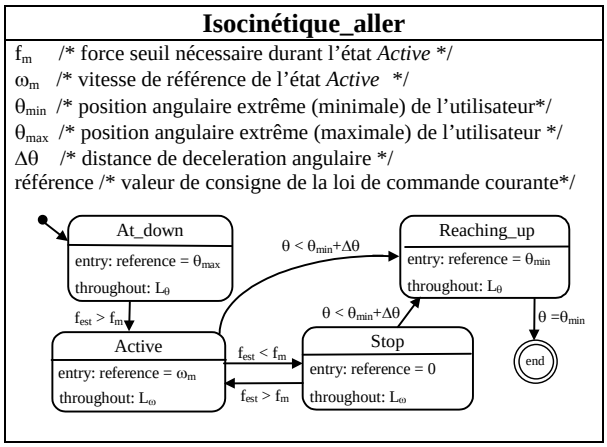

FIG. 5 - Spécification du module Isocinétique_aller.

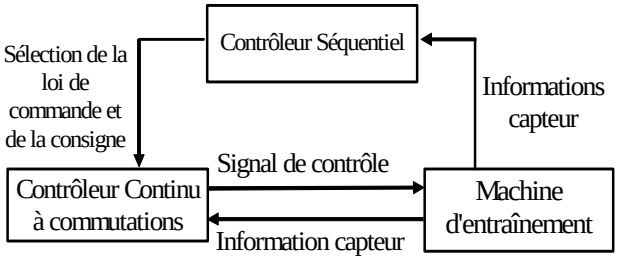

FIG. 6 - Structure du système de contrôle commande de la machine.

L'activation de ces lois de commande dépend de la variable i ($i \in \{1,2,3\}$) délivrée par le contrôleur discret.

Afin de garantir la continuité de la variable de commande au moment de la commutation entre les lois de commande, une solution pratique basée sur l'utilisation d'un filtre numérique a été développée pour garantir un comportement souple du système et assurer le confort de l'utilisateur [8]. La valeur du paramètre, qui conditionne la largeur de bande de filtre est fixée expérimentalement pour chaque utilisateur et, d'une manière générale, cette valeur est petite pour des exercices d'entraînement et grande dans le cas des sessions de rééducation.

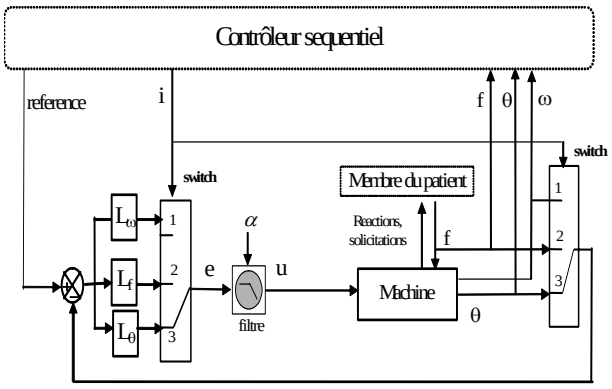

FIG. 7 - Contrôleur à commutations.

5.1. Loi de commande de vitesse

Essentiellement utilisée pendant le mode isocinétique. Le but principal de la loi de commande de vitesse est de garantir une vitesse constante sans erreur statique afin d'éviter la dérive de la pièce mobile de la machine quand la référence est zéro. Pour répondre à ces exigences, il est nécessaire mettre en oeuvre un contrôleur qui tient compte des non-linéarités du modèle. De plus, la commande doit être robuste vis-à-vis des variations du modèle induites par les interactions mécaniques homme-machine [7].

5.2. La loi de commande en position

La loi de commande en position est employée dans le mode d'entraînement isométrique où le patient doit appliquer une force maximale autour d'un nombre fixe de positions déterminées par le praticien. Par ailleurs, cette loi est appliquée près des positions extrêmes des modes d'entraînement pour réaliser une décélération douce vers la position finale.
Cette loi de commande doit respecter d'une part une erreur statique nulle vis à vis de la position imposée par le médecin en dépit de la force exercée par le patient et d'autre part un positionnement du bras qui doit se faire sans dépassement de la consigne [8-9].

5.3. Loi de commande en force

Cette loi de commande est utilisée dans les modes : isotonique, physiocinétique, assisté et pendant les étirements. Son but est d'assurer au système un comportement classique d'une machine à poids, tout en évitant les inconvénients de ces machines, tels que les pertes dues aux systèmes de transmission, la non réversibilité etc. [7] [9]. Dans ces conditions et contrairement à la machine à poids, la charge imposée à l'utilisateur correspond exactement aux spécifications de l'utilisateur grâce à un étalonnage systématique qui permet de compenser la gravité.

6. Réalisations et résultats

La démarche présentée a été appliquée pour le développement et la conception d'une machine pour le genou et les membres inférieurs, appelée Multi-Iso (FIG 8). Réalisée dans le cadre d'un contrat industriel avec la société MYOSOFT [9], elle est actuellement en phase de commercialisation. Cette machine à usage médical et sportif, permet la rééducation, l'évaluation et l'entraînement musculaire des quadriceps et des ischio-jambiers. Le patient est assis sur un fauteuil réglable qui s'adapte à sa morphologie et aux besoins de ses séances d'entraînement. La partie inférieure de la cuisse est bloquée par un dispositif de sangles permettant de maintenir l'axe de rotation des genoux dans l'axe de rotation du bras mobile de l'appareil.

FIG. 8 – MULTI-ISO

Le principe de fonctionnement consiste à appliquer, sur un (ou deux) membre(s) inférieur(s) du patient, un couple exercé par un moteur synchrone autopiloté.Cette motorisation permet de faire varier la force d'entraînement appliquée sur la jambe de 0 à 200daN, avec des vitesses comprises entre 0 et 350°/s.
Afin d'illustrer certaines performances de Multi-Iso, nous présentons ici quelques résultats d'une étude de validation effectué dans le cadre d'une collaboration avec l'UFR STAPS de l'Université de Reims. Les exemple choisis portent sur le développement de la force musculaire des quadriceps (effort dirigé vers le haut) en mode Isocinétique à la vitesse de 60°/s pour un groupe de 5 personnes ; les exercices proposés se sont déroulés sur trois semaines à raison de quatre entraînements par semaine. L'entraînement réalisé est de type Concentrique pour trois sportives, alors que les deux autres travaillent simultanément en Concentrique et en Excentrique.
Chaque séance débute par deux séries d'échauffement avec plusieurs répétitions. Après deux minutes de repos, l'individu effectue trois séries d'évaluations ; il applique à chaque fois son effort maximal et un temps de repos de deux minutes lui est accordé entre les séries. Cette phase d'évaluation permet de déterminer une courbe d'effort moyen illustrant, à chaque séance, la progression du pic de force, le travail et la puissance développée. Ensuite, le sportif commence l'entraînement effectif en Isocinétique qui comporte deux séries de trois répétitions, puis quatre de six et enfin une série de dix répétitions.
Au bout de trois semaines d'entraînement, nous avons choisi de ne présenter ici que les résultats des sportives les plus assidues (un individu en Concentrique et un autre en Concentrique et Excentrique). La figure 9 montre pour chaque semaine, les moyennes des courbes d'évaluation de l'individu n°1.

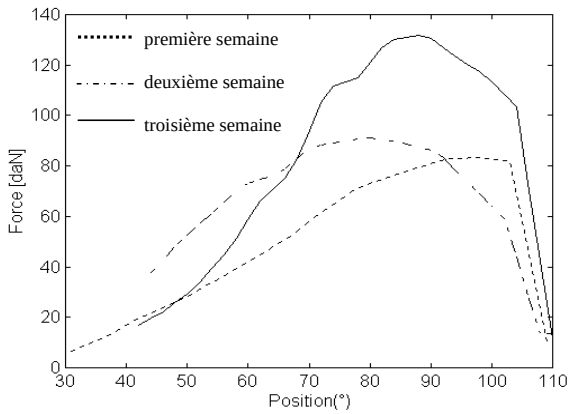

FIG. 9 - Évolution de la courbe d'effort de l'individu n°1 en concentrique

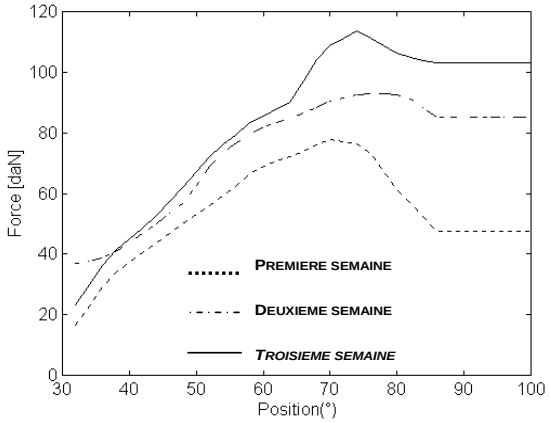

FIG. 10 - Évolution de la courbe d'effort de l'individu n°2 en excentrique

La courbe d'évolution de l'effort (FIG.9) montre une amélioration du pic de force pour la dernière. Concernant le second individu, les résultats obtenus montrent que pour l'entraînement Excentrique sur la figure (FIG.10), les courbes d'effort des quadriceps présentent une augmentation significative.
Les résultats obtenus mettent en évidence l'apport de Multi-Iso dans le domaine sportif, les performances de son système de contrôle commande vis-à-vis du cahier des charges

7. Conclusion

Pour répondre à des besoins des domaines de la médecine et du sport, nous avons proposé dans cet article une méthodologie de conception de machines d'entraînement d'évaluation et de rééducation musculaire, allant de la spécification des modes d'entraînement à la conception du système de contrôle commande.
Cette démarche nous a permis de mettre en évidence quatre niveaux hiérarchiques nécessaires pour ordonnancer l'exécution des lois de commande tout en respectant les contraintes imposées par la séance d'entraînement.
Nous avons montré que l'exécution d'une séance d'entraînement consiste à enchaîner une séquence de mouvement d'aller et retour qu'il faut personnaliser en fonction des caractéristiques du mode choisi et de l'utilisateur. L'exécution d'un motif de mouvement donné est réalisé grâce à un contrôleur séquentiel de commutation des trois lois de commande identifiées : vitesse, force et position.
La structure générique du comportement dynamique des modules représentant les motifs « aller » et les motifs « retour » peut être employée pour n'importe quelle machine d'entraînement ou de rééducation sur un degré de liberté d'une articulation.
Par ailleurs, nous travaillons actuellement dans le cadre d'un autre contrat industriel sur une machine pour les membres supérieurs. Si les modes à un degré de liberté de cette machine, pour les articulations du coude et de l'épaule, restent identiques, dès qu'il faut effectuer des mouvements physiologiques, d'autres problèmes apparaissent [10]. Ces problèmes sont liés à la complexité des mouvements dus à la multiplication des degrés de libertés et aux contraintes liées à la sécurité de l'utilisateur.

Remerciements

Les auteurs remercient la région Champagne-Ardenne pour son soutient à l'équipe Génie biomédical dans le cadre du CPER SYS-REEDUC.

Références

[1] L. Afilal, N. Manamanni, S. Moughamir, J. Zaytoon, Méthode et système de personnalisation d'un appareil d'exercices physiques, Brevet 04 05256 déposé par l'URCA, mai 2004.
[2] M. Albert, Entraînement musculaire et isocinétisme exentrique . Paris: Masson, 1997.
[3] Antsaklis, P.J., editors (1998), Special Issue on Hybrid Control Systems, Proceedings of the IEEE, vol. 43, No.4, pp. 452-587, April 1998
[4] JL. Croisier, JM.Crielaard, Critical analysis of use of an isokinetic device. Journal de Traumatologie du Sport, pp. 48-52, 1995.
[5] M. Gross, Intra-machine and inter-machine reliability of the Biodex and Cybex II for knee flexion and extension peak torque and angular work, J. Orthopedic and Sports Physical Therapy, vol. 13, pp. 329-330, 1991.
[6] D. Harel, Statecharts, a visual formalism for complex systems, Journal of science of computer prog., vol. 8(1), pp. 231-274, 1987.
[7] N. Manamanni, L. Afilal, S. Moughamir, T. Cherouali and J. Zaytoon, Characterisation and implementation of mechanical stimulation on isokinetic machines, Control Engineering Practice, Vol. 13, n° 9, pp 1151-1161, 2005.

[8] S. Moughamir, J. Zaytoon, L. Afilal, Modelling and analysis of an industrial hybrid control system. Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics, San Diego (CA) USA. p. 851-856, 1998.

[9] S. Moughamir, J. Zaytoon, N. Manamanni, L. Afilal, A system approach for control development of lower-limbs training machines, Control Engineering Practice, vol. 10, n° 3, pp. 287-299, 2002.

[10] S. Moughamir; A. Deneve; J. Zaytoon; L. Afilal Hybrid Force/Impedance Control for the Robotized Rehabilitation of the Upper Limbs 16th IFAC World Congress, Prague, July 2005.

[11] J. Zaytoon, S. Moughamir, N. Manamanni, "Formal specifications of sequential control for training machines for the lower limbs," 23rd annual conf. of the IEEE EMB. Istanbul, 2001.

[12] ANAES, Les appareils d'isocinétisme en évaluation et en rééducation musculaire : intérêt et utilisation, Agence Nationale d'Accréditation et d'Évaluation en Santé, http://www.anaes.fr, 2000.