

Conception d'une orthèse dynamique dans le cadre de séances de rééducation pour personnes souffrant d'hypotonie du cou.

Ing. N. BAUCHE
Ing. P. MATHIEU
Ing. Ch. DEMEULDRE
ECAM – Bruxelles

Ce Travail de Fin d'Etudes (TFE) a pour but la création d'une orthèse dynamique suivant deux propositions : l'utilisation des matériaux à mémoire de forme (solution étudiée par Nathalie Bauche) et l'emploi d'un moteur électrique (solution étudiée par Pierre Mathieu), l'objectif commun étant d'aider les personnes atteintes d'hypotonie du cou à obtenir les informations sensorielles nécessaires au maintien de leur tête.

Mots-clefs : hypotonie, paralysés cérébraux, orthèse de tête dynamique, alliage à mémoire de forme (NiTiNol), poulie, moteur électrique, bandeau.

This Master Thesis aims to the creation of a dynamic orthosis following two propositions: the use of shape memory materials (solution studied by Nathalie Bauche) and the use of an electric motor (solution studied by Pierre Mathieu), the common objective is to help the people suffering from neck hypotonia to acquire the necessary information for holding their head.

Keywords : hypotonia, Cerebral Palsy (CP), head dynamic orthosis, Shape Memory Alloy (NiTiNol), pulley, electric motor, headband.

1. Introduction

Tenir la tête droite est une prouesse merveilleuse accomplie par le rachis cervical. Le rachis cervical est composé d'éléments rigides et flexibles afin de réaliser la connexion entre la tête et le corps. Sa mobilité permet les mouvements de tête dans les trois dimensions de l'espace. S'il existe une déficience des muscles qui la composent, cela génère l'*hypotonie* du cou. L'hypotonie musculaire est une décroissance pathologique du tonus musculaire et est généralement détectée durant l'enfance. Elle peut être causée par une grande variété de conditions, y compris celles impliquant le système nerveux. Cet affaiblissement musculaire cause une chute quasi permanente de la tête de la personne atteinte, ce qui entraîne par exemple des problèmes d'ordre esthétique (car, en plus du manque d'esthétique créé par la mauvaise position de la tête, cette posture peut provoquer une déformation de la face et du crâne), des problèmes de confort (le manque d'équilibre de la tête entraîne la fatigue et la douleur), etc. mais également des problèmes relationnels : la tête étant le support des principaux organes de communication comme les yeux, les oreilles, le nez et la bouche, il est évident que sa mauvaise posture limite les activités, engendre un manque d'autonomie et perturbe les relations du patient avec son entourage [1].

1.1 Qui est concerné ?

Deux catégories de personnes sont principalement atteintes :

- Les *paralysés cérébraux* dont le handicap moteur est en lien avec un handicap cérébral non évolutif, peu importe leurs aptitudes intellectuelles et l'étiologie du handicap cérébral.
- Les personnes souffrant de *dystrophie myotonique* dont le handicap moteur est un affaiblissement et une perte musculaire progressifs mais sans handicap cérébral.

1.2 Quelles sont les solutions actuelles ?

Suite à tous les inconvénients résultant de cette mauvaise posture et afin d'améliorer la qualité de vie du patient, il semble évident qu'une solution doit être trouvée. Après de nombreuses recherches au sein du monde orthopédique, il est indéniable qu'actuellement, toutes les orthèses utilisées sont statiques, c'est-à-dire qu'elles permettent le maintien de la tête droite sans rééducation des muscles du cou. Ces orthèses sont essentielles pour la

posture générale du patient durant les activités quotidiennes mais ne permettent aucune acquisition de maintien puisque les sensations physiques en lien avec le mouvement sont inexistantes. C'est pourquoi nous nous sommes tournés vers une solution d'*orthèse dynamique* afin de rééduquer le patient sur base du phénomène de « proprioception ».

1.3 Qu'est-ce que la proprioception ?

La *proprioception* désigne l'ensemble des récepteurs nerveux impliqués dans la sensibilité profonde : il s'agit de la perception de soi-même, consciente ou pas. La proprioception inclut les sensations de tensions musculaires, positions et mouvements, équilibre et mobilité. Les stimuli sont mécaniques, comme les vibrations, étirements, variations de positions, etc. Les organes impliqués sont les muscles, tendons et articulations. Ils sont appelés « organes proprioceptifs » car, contrairement aux organes extéroceptifs (constituant les cinq sens), ils ne réagissent pas à un stimulus extérieur mais bien à une excitation en provenance directe de l'organe lui-même. L'impulsion sensorielle découlant du stimulus envoie un influx nerveux aux centres du névraxe, ces derniers traitent l'information de manière consciente ou non afin de déterminer le degré de tonus, le degré de contraction des muscles ou la position relative des différentes parties du corps [5] [15].

2. Cahier des charges

Durant 20 à 30 minutes par jour, le patient atteint d'hypotonie du cou participe à une séance de rééducation durant laquelle il porte l'orthèse dynamique. Le but de la séance est de relever automatiquement la tête à chaque fois que celle-ci bascule vers l'avant, tout en permettant une nouvelle chute quelques secondes plus tard, le tout sans mouvement brusque. Via un bandeau frontal adapté à la tête de l'enfant, une force d'intensité variable motorise des cycles « chute-remontée » qui permettent au système nerveux d'acquérir les informations nécessaires sur le mouvement pour qu'à terme ce dernier soit uniquement effectué par le patient, sans équipement extérieur. Bien sûr, les orthèses statiques de maintien ne sont pas supprimées car elles permettent une posture correcte pour les activités quotidiennes telles les repas, les activités pédagogiques et ludiques, etc.

Le cahier des charges se doit de décomposer finement la flexion du mouvement de tête afin de déterminer les forces en présence. Cette modélisation a été réalisée dans le Travail de Fin d'Etudes de Monsieur Thibaud Urban, diplômé de l'ECAM en 2004 [16]. En ajoutant quelques spécifications aux résultats de son étude [7] [11], les points suivants peuvent être établis :

- Dans un premier temps, seul le mouvement de courbure vers l'avant est considéré (nous négligeons la chute de la tête vers l'arrière, l'inclinaison sur les côtés et la rotation). L'amplitude de ce mouvement est fixée à 70° maximum mais peut être adaptée au patient (valeur obtenue d'après des études anthropologiques [7]).

- Suite aux mesures effectuées avec des enfants paralysés cérébraux au Jardin d'Enfants Spécialisé de Pessac en France, nous pouvons dire que la masse moyenne de la tête équivaut à $2,5 \text{ kg}^1$ pour des enfants âgés entre 3 et 8 ans. Grâce à une étude anthropométrique sur la géométrie du crâne de l'enfant, la modélisation de forces suivante a pu être réalisée.

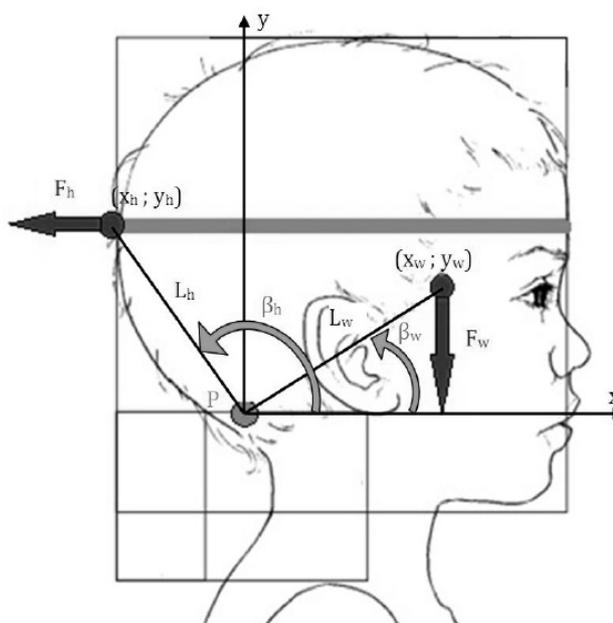


Figure 1 : modélisation des forces

En considérant le point P, centre instantané de rotation et du repère orthonormé, comme étant l'intersection entre l'occiput et la première vertèbre de la colonne vertébrale, les coordonnées suivantes sont obtenues :

¹ Une valeur moyenne est préférée à une valeur extrême obtenue par pondération de coefficients de sécurité étant donné que le but de l'étude est de créer un prototype et vérifier sa faisabilité et non une production en série

- Pour la force F_w , représentant le poids de la tête, appliquée au centre de gravité :

$$x_w = 5,6 \text{ cm}$$

$$y_w = 5,1 \text{ cm}$$

$$L_w = \sqrt{x_w^2 + y_w^2} = \sqrt{5,6^2 + 5,1^2} = 7,57 \text{ cm} = 7,6 \text{ cm}$$

$$\beta_w = \arctg \frac{y_w}{x_w} = \arctg \frac{5,1}{5,6} = 42^\circ$$

- Pour la force F_h , appliquée via le bandeau frontal adapté à la tête de l'enfant :

$$x_h = -4,3 \text{ cm}$$

$$y_h = 7,7 \text{ cm}$$

$$L_h = \sqrt{x_h^2 + y_h^2} = \sqrt{(-4,3)^2 + 7,7^2} = 8,81 \text{ cm} = 8,8 \text{ cm}$$

$$\beta_h = \arctg \frac{y_h}{x_h} = \arctg \frac{7,7}{-4,3} = 119^\circ$$

- Lorsque la tête est droite, il faut calculer la force de retenue nécessaire pour empêcher la tête de tomber. Cette force permet de fixer le seuil en-dessous duquel la chute est permise. Si la force F_w vaut 24,5 N (suite aux mesures effectuées au Jardin d'Enfants Spécialisé), voici l'équation d'équilibre des moments :

$$\|\vec{F}_w\| \cdot L_w \cdot \cos(\beta_w) = \|\vec{F}_h\| \cdot L_h \cdot \sin(\beta_h)$$

$$24,5 \cdot 0,076 \cdot \cos(42^\circ) = 1,4 \text{ Nm}$$

$$\|\vec{F}_h\| = \frac{1,4}{0,088 \cdot \sin(119^\circ)} = 18 \text{ N}$$

- Lorsque la tête est penchée à 70° vers l'avant, le point représenté par la lettre P devrait se déplacer quelque peu mais cette modification n'a pas grande importance sur les calculs des forces et distances, c'est pourquoi il est maintenu à cet endroit. L'équilibre des moments vaut donc :

$$\|\vec{F}_w\| \cdot L_w \cdot \cos(\beta_w - 70^\circ) = \|\vec{F}_h\| \cdot L_h \cdot \sin(\beta_h - 70^\circ)$$

$$24,5 \cdot 0,076 \cdot \cos(42^\circ - 70^\circ) = 1,6 \text{ Nm}$$

$$\|\vec{F}_h\| = \frac{1,6}{0,088 \cdot \sin(119^\circ - 70^\circ)} = 24 \text{ N}$$

En conclusion, l'orthèse dynamique doit, à certains moments, opposer une force inférieure à 18 N afin de permettre la chute de la tête tandis qu'à d'autres moments, elle doit fournir une force d'au moins 24 N pour provoquer la remontée de la tête.

- Afin de s'assurer que l'enfant perçoive correctement ce mouvement de remontée, ce temps de relève est d'environ 10 secondes, en accord avec les médecins.
- La notion de coût doit bien évidemment intervenir dans le cahier des charges, mais n'est pas une question évidente. En France, il existe un seuil maximal concernant les équipements orthopédiques pris en charge par la Sécurité Sociale (généralement moins de 500 €). Par contre, en Belgique et dans quelques autres pays, l'intervention du secteur privé permet d'augmenter le prix de tels équipements. D'un autre côté, il faut également envisager le nombre d'orthèses fabriquées et le coût par orthèse. Le nombre dépend de la demande (sachant qu'une orthèse peut rééduquer plusieurs enfants et non pas un seul). De plus, le coût unitaire n'est pas aisément calculable car le prototype fut réalisé avec énormément de pièces de récupération, ce qui fausse l'idée de budget.
- L'orthèse sera utilisée entre 20 et 30 minutes par jour, pour 5 enfants au départ afin de tester les résultats de la proprioception (chiffres en accord avec le Docteur France Heller du Jardin d'Enfants Spécialisé). La durée et le nombre d'enfants constitue un facteur déterminant au dimensionnement de la batterie. L'orthèse doit donc être prévue pour une durée de fonctionnement de 2h30 par jour.
- L'orthèse doit être transportable d'une pièce à l'autre facilement.
- L'ensemble du système doit être silencieux (< 40 dB) afin de ne pas effrayer le patient (principalement des enfants).

3. Solutions développées

3.1 Les matériaux à mémoire de forme

Après la révolution des matières plastiques et composites, la science des matériaux se tourne vers les matériaux dits « intelligents » depuis plusieurs années maintenant. Ces matériaux sont sensibles, adaptatifs et progressifs, capables de modifier leurs caractéristiques s'ils sont stimulés via un champ électrique, magnétique, la température, la lumière, etc. Ils peuvent donc agir comme capteurs ou actionneurs, c'est pourquoi ils créent véritablement la révolution technologique du 21^{ème} siècle.

Parmi ces matériaux intelligents, on distingue les *matériaux à mémoire de forme*. Ces matériaux peuvent se différencier en deux catégories : les *alliages à mémoire de forme* et les *polymères à mémoire de forme*. Etant donné que la plupart des polymères à mémoire de forme nécessitent d'être chauffés afin d'être déformés (puisque la malléabilité est atteinte dans le domaine plastique, au-dessus de la température de transition vitreuse) et l'opportunité de réalisation de tests sur les alliages plutôt que sur les polymères, le Travail de Fin d'Etudes est principalement focalisé sur les alliages à mémoire de forme.

Fonctionnement des alliages à mémoire de forme

Habituellement, lorsqu'un métal ou un alliage est soumis à une contrainte mécanique qui est supérieure à sa limite élastique, cela engendre une déformation plastique qui subsiste après arrêt de la contrainte [4]. Les alliages à mémoire de forme échappent à ce comportement ; lorsqu'un alliage à mémoire de forme est déformé de manière apparemment plastique, il peut récupérer sa forme originale par simple chauffe. Cet effet est appelé « l'effet mémoire de forme ». Ce comportement spécifique est lié à l'existence d'une transformation de phase cristallographique appelée « transformation martensitique ». Ce terme est généralement associé à la transformation martensitique des aciers qui s'opère durant une trempe : l'austénite (solution solide de carbone dans l'allotrope γ du fer) formée à haute température est transformée en martensite par refroidissement rapide et sans diffusion [2] [3]. Par extension, la transformation martensitique désigne également les transitions qui apparaissent dans un certain nombre d'alliages et qui présentent des caractéristiques décrites par la définition suivante : « *la transformation martensitique est une transition structurale displacive du premier ordre qui présente une déformation homogène du réseau cristallin, et cette déformation est principalement formée par du cisaillement* » :

- *Displacive* signifie que les atomes bougent faiblement (distance inférieure à la distance interatomique) par mouvements collectifs et coopératifs, ce qui ne conduit donc pas à un changement local de la composition chimique.
- *1^{er} ordre* signifie qu'il y a, pour certaines températures, coexistence de deux phases simultanément : l'austénite et la martensite.
- *Déformation homogène du réseau cristallin par cisaillement* signifie que le mouvement coopératif des atomes rend la déformation

homogène et, de plus, tout le volume transformé l'a été par cisaillement, ce qui conduit à un changement de forme à l'échelle macroscopique. Avant de considérer la déformation macroscopique, il est important de comprendre ce qui se passe au niveau microscopique. A ce niveau survient une déformation inhomogène dite « déformation par maillage » lors de laquelle une partie du cristal bascule sous l'action d'une contrainte de cisaillement, toujours sans changement de la structure. Ce maillage a pour but de réorganiser les cristaux de martensite (appelés dès lors variantes de martensite auto-accomodées) afin de relâcher les contraintes internes et de minimiser l'énergie d'interaction entre la nouvelle martensite et l'austénite résiduelle [6] [8].

En d'autres mots, la transformation martensitique est le résultat de la tendance du réseau cristallin de s'accommoder à l'état d'énergie minimum pour une température donnée. La transformation commence lorsqu'une certaine différence d'énergie libre de Gibbs (ΔG) est atteinte entre les deux phases. La thermodynamique démontre qu'à une certaine température, la phase stable est celle qui a l'énergie libre de Gibbs la plus faible, cette notion étant fonction de la température. C'est pourquoi la transformation martensitique commence lorsque $G_{\text{martensite}}$ devient plus faible que $G_{\text{austénite}}$, c'est-à-dire lorsque la température passe en dessous de T_0 sur le graphe ci-dessous. En pratique, la transformation démarre à une température moindre, appelée M_S (pour Martensite Start), ceci dû à une barrière de potentiel à franchir [9] [12] [17].

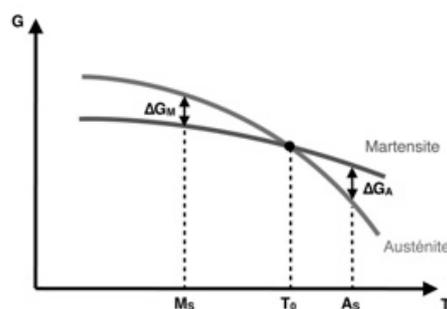


Figure 2 : domaines de stabilité pour la martensite et l'austénite selon l'énergie libre de Gibbs

Si la phase mère est refroidie en-dessous de M_F (pour Martensite Finish), toute l'austénite est transformée en martensite et la forme macroscopique

demeure intacte. Sur le plan atomique, comme expliqué précédemment, plusieurs variantes de martensite ont été créées et ont été maclées afin de maintenir la forme originale. Ces variantes dépendent des différentes orientations de cisaillement mais sont similaires d'un point de vue cristallographique. Une fois sous forme martensitique, l'alliage est facilement déformable grâce au caractère très malléable de toutes les variantes. En effet, lorsqu'une contrainte apparaît, certaines variantes grandissent aux dépens des autres pour produire la déformation et le changement de forme. Les possibilités de déformation peuvent dès lors atteindre 10 % alors que le même mécanisme de déformation élastique est très restreint pour les métaux usuels (jusqu'à 0,5%). Lorsque la contrainte s'arrête, une faible part de la déformation est récupérée grâce au mouvement de retour partiel des variantes. Il subsiste donc une déformation permanente dû à l'état stable de martensite à cette température. Si l'on chauffe le matériau au-dessus de A_F (pour Austenite Finish), la transformation de phase a lieu. La croissance ou la décroissance des lattes de martensite sont contrôlées par l'évolution de la température. Puisqu'il n'y a qu'une phase mère possible (l'austénite), celle-ci impose l'orientation de son réseau cristallin et toutes les configurations martensitiques convergent vers cette structure unique et définie, c'est pourquoi la forme originale est retrouvée après chauffe [14].

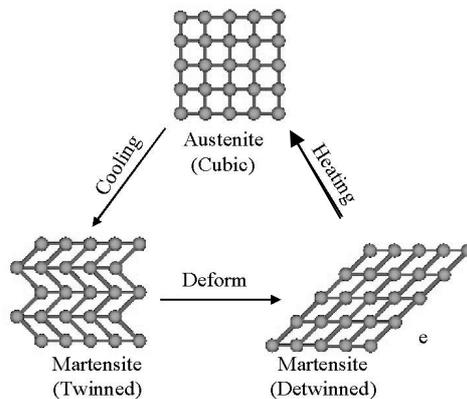


Figure 3 : transformation martensitique dans les alliages à mémoire de forme

Familles des alliages à mémoire de forme

Il existe aujourd'hui plusieurs familles d'alliages à mémoire de forme. Etant donné la possibilité d'obtenir des échantillons de NiTiNol, cet alliage est

favorisé au travers de ce Travail de Fin d'Etudes. Sa composition est quasi équi-atomique en Nickel-Titane, avec parfois un faible pourcentage de cuivre. Cependant, il existe également d'autres familles comme le Cu-Zn-Al, Cu-Al-Ni, ou encore le Cu-Al-Be.

Tests réalisés sur le NiTiNol

Grâce au fournisseur AMT basé à Herk-de-Stad en Belgique, divers échantillons ont pu être obtenus (NiTi (+ Cu)), soit sous la forme de ressorts ou de câbles non éduqués². Ces échantillons permettent la réalisation de plusieurs tests dans le but d'approfondir la connaissance des caractéristiques de ces matériaux mais également de les comparer à la théorie afin de dimensionner en connaissance de cause l'orthèse dynamique. Les paramètres les plus importants sont bien entendu les 4 températures de transformation :

Austenite Start (A_S) : si le matériau est déformé et qu'on le chauffe jusque A_S , c'est à cette température qu'il commence à récupérer sa forme originale.

Austenite Finish (A_F) : le matériau est complètement revenu à sa forme originale à des températures égales ou supérieures à A_F .

Martensite Start (M_S) : lors du refroidissement, le matériau redevient malléable à partir de la température M_S

Martensite Finish (M_F) : le matériau est complètement malléable pour des températures inférieures à M_F .

Dans un premier temps, la détermination de ces 4 températures peut être réalisée grâce à la mesure d'une propriété sensible aux modifications de la structure ; par exemple la résistivité électrique, la dilatométrie, la calorimétrie différentielle à balayage (également appelée DSC pour Differential Scanning Calorimetry), etc. La composition chimique joue également un rôle extrêmement important car elle influence la valeur des températures de transformation. Ensuite, dans le cadre de l'utilisation de ressorts en NiTiNol, un banc d'essai a été réalisé afin de comparer leur raideur théorique et pratique. Enfin, pour maîtriser les cycles de chauffe-refroidissement des ressorts en NiTiNol, les pertes de puissance sont évaluées. En effet, pour que la transformation de phase se réalise, une

² « non éduqué » signifie que ces câbles n'ont pas de forme définie en phase austénitique (température > A_F). Par un procédé de mise en forme à 500°C pendant 20 minutes, il est possible de leur imposer leur forme en phase austénitique, c'est ce qui s'appelle l'éducation.

certaines quantités d'énergie est nécessaire. Cette quantité d'énergie théorique est comparée à la quantité réellement nécessaire afin de chiffrer les pertes en vue de dimensionner correctement l'alimentation électrique du prototype. Tous ces tests ont un seul but : approfondir les connaissances du monde trop peu connu des alliages à mémoire de forme. Ces tests permettent de caractériser le matériau et surtout de sélectionner quel échantillon constituera le ressort du prototype (en fonction des températures de transformation désirées et de la raideur attendue, le ressort est réalisé avec un fil tourné de diamètre 1,5 mm et dont les températures de transition conviennent pour la création du ressort prototype).

Conception du prototype : partie théorique

Le prototype d'orthèse imaginé fait travailler un ressort en traction. Pour ce faire, le ressort est dimensionné en vue de répondre aux critères de forces et de déplacement présentés lors de la modélisation des forces du cahier des charges. Afin d'être plus précis sur les valeurs du module de Young, des tests de traction ont été réalisés (à froid et à chaud) à l'UCL et confrontés aux résultats d'AMT, entreprise fournisseur des échantillons, ainsi qu'à la théorie provenant de la littérature.

Avec la difficulté que présente un alliage à mémoire de forme, c'est-à-dire des valeurs et des comportements différents à froid et à chaud, le dimensionnement n'est pas des plus aisés. En effet, il ne faut pas perdre de vue que le mouvement de remontée de tête s'effectue avec une force de départ de 24 N lorsque la température atteint le début de transformation austénitique et se termine à une température supérieure pour une force moindre. Le ressort est donc toujours en régime transitoire car sa température, son élongation (et donc les forces induites) varient constamment.

Grâce aux formules de dimensionnement des ressorts hélicoïdaux et aux paramètres fixés ($D = 12$ mm, $d = 1,5$ mm), le nombre de spires calculé est de 66. Avec la masse constituée par ce ressort ainsi que le ΔT du cycle à effectuer (défini par les températures de transformation obtenues par l'évolution de la résistivité électrique et comparées grâce à une DSC), la puissance à apporter est fixée à 45,1 W, c'est-à-dire un besoin d'approximativement 90 W pour contrer les pertes.

Avec un tel ressort, la force admissible sans risque d'atteindre la limite d'élasticité vaut 11,2 N, soit environ moitié moins que la valeur nécessitée par le cahier des charges, c'est pourquoi ce prototype travaille dans un premier temps à une échelle réduite avec un poids de tête moindre.

Conception du prototype : partie pratique

La fabrication du ressort est réalisée grâce à un enroulement du fil de NiTiNol sur une vis de diamètre 10 mm et dont le pas équivaut à 1,5 mm, c'est-à-dire le diamètre du fil constituant le futur ressort. Afin de bloquer les extrémités du fil sur la vis, un système de boulon percé en deux endroits est mis au point. Le fil passe donc dans le boulon afin de former la boucle de l'extrémité du ressort. Une fois cette boucle formée, le fil est serré par une vis de serrage. Lorsque la boucle est réalisée, l'ensemble du fil est « tourné » autour de la vis grâce à un tour dont l'avance vaut 1,5 mm par tour afin d'assurer la fabrication d'un ressort à spires jointives. Enfin, le tout est maintenu par deux demi-cylindres creux serrés par des bagues de serrage.

Le procédé d'éducation peut alors démarrer : l'ensemble est placé dans un four à 500°C pendant 20 minutes, ce qui permet au matériau de se rappeler de cette forme « à spires jointives » à haute température. Lorsque le ressort sera étendu sous l'influence du poids, il suffira de le chauffer pour que les spires se rapprochent et tirent le poids.

Après la fabrication du ressort, les paramètres de dimensionnement théorique ont quelque peu été modifiés (suite à une rétraction du ressort et une légère dilatation du diamètre de fil). Les nouveaux paramètres sont donc un diamètre moyen de boucle $D = 10,70$ mm, un diamètre de fil constituant le ressort $d = 1,55$ mm et un nombre de spires $n = 69$.

La création du prototype fut envisageable grâce à un grand nombre de pièces de récupération (batterie de voiture, relais électriques de voiture, ventilateur de PC, bois et métaux de fond de garage, etc). Il est donc clair que ce prototype ne servira pas de modèle à une production série, mais l'objectif premier est de vérifier la faisabilité de l'orthèse dynamique.

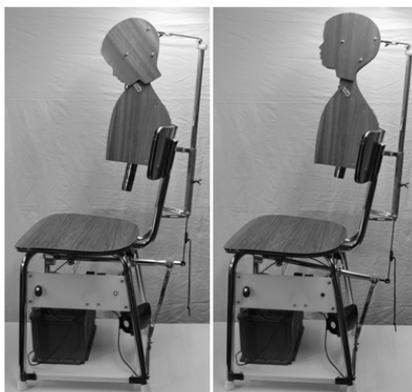


Figure 4 : assemblage du prototype (profil, chaise, ressort et alimentation électrique)

Tout d'abord, un profilé en bois est créé sur base des dimensions de l'étude anthropométrique afin de respecter les emplacements des centres de gravité et de rotation d'une tête d'enfant. A l'arrière de la tête est appliquée la force du ressort, via un système de câble, poulie, guidage.

Derrière la chaise se trouve un mât dont la hauteur est réglable entre minimum 0 mm au-dessus du niveau du dossier et maximum 300 mm. Cela permet d'adapter le dispositif aux enfants de tailles différentes.

Via ce mât servant de guide, le câble est attaché à une barre pivotante, ce qui recevra l'action du ressort, permettra le positionnement des butées et de micro switches de commande électrique.

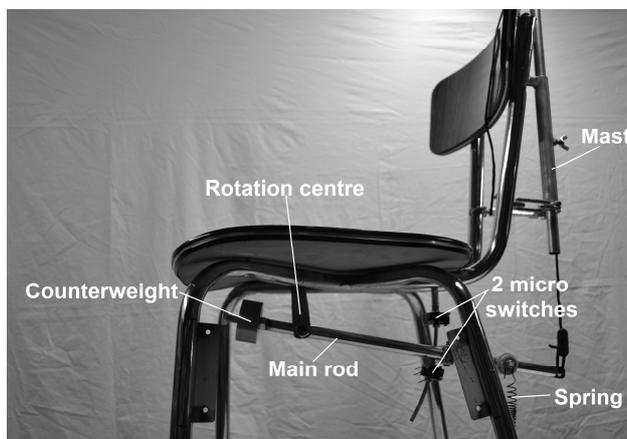


Figure 5 : explication du prototype

Cette barre est libre de se mouvoir en rotation autour du centre de rotation. Un contrepoids permet d'équilibrer l'ensemble. Lorsque la tête de l'enfant chute vers l'avant, la barre principale vient en butée contre le microswitch du haut, ce qui donne comme signal la fermeture du circuit électrique et le passage de courant dans le ressort. Celui-ci, initialement froid et donc étiré, chauffe progressivement pour se rétracter et redresser la tête de l'enfant. A la fin de la remontée de la tête, la barre vient en butée contre le microswitch du bas, ce qui a pour effets simultanés la suppression du courant dans le ressort et l'alimentation d'un petit ventilateur. Celui-ci refroidit le ressort pour qu'il redevienne malléable et qu'une nouvelle chute de tête soit permise.

Conclusion

L'avantage de ce prototype est sa grande flexibilité : l'inclinaison et la hauteur du mât sont réglables, les dispositifs de fixation du ressort (haut et bas) le sont également, les micro switches peuvent être déplacés afin d'augmenter ou réduire la course,... De plus, le ressort est isolé électriquement du reste de la chaise via l'utilisation de certaines pièces mécaniques en plastique. La batterie employée pour fournir le courant nécessaire est une batterie 12V – 66Ah. Il est évident qu'une batterie de capacité moindre aurait été suffisante mais, comme déjà dit précédemment, ce prototype fut réalisé avec beaucoup de matériel de récupération.

Les avantages d'utilisation des alliages à mémoire de forme en tant qu'actuateurs sont nombreux ; le mécanisme est simple et sans engrenage encombrant, il n'y a pas d'émission de bruit durant l'activation, l'action est douce et contrôlée, etc. Néanmoins, il ne s'agit évidemment pas d'une solution unique ; le moteur électrique peut également être envisagé lors des séances de rééducation, comme expliqué ci-après.

3.2 Le moteur électrique

Il est possible de construire une orthèse dynamique en utilisant des composants classiques. Un moteur électrique transforme l'énergie issue du réseau en un mouvement circulaire [10]. Une poulie à gorge profonde fixée sur l'axe du moteur entraîne un câble relié à l'arrière du bandeau de tête. Le système est monté sur un support à roulettes (voir 1 sur la figure 6) ; le patient ne doit donc pas changer de chaise pour suivre la séance de rééducation. Dans la plupart des cas, la chaise roulante du patient est

équipée d'une tête ; heureusement, ce type d'accessoire peut aisément être retiré.

En utilisant un mannequin et une chaise de taille adulte, ainsi que des composants standards (pour la plupart issus de 3DContentCentral [18], une banque libre de fichiers 3D), une simulation est dessinée à l'aide du logiciel Solidworks :

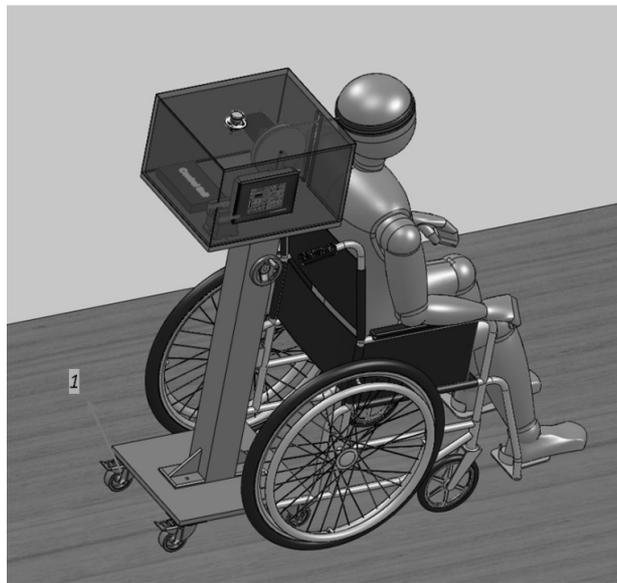


Figure 6 : simulation dans Solidworks (1)

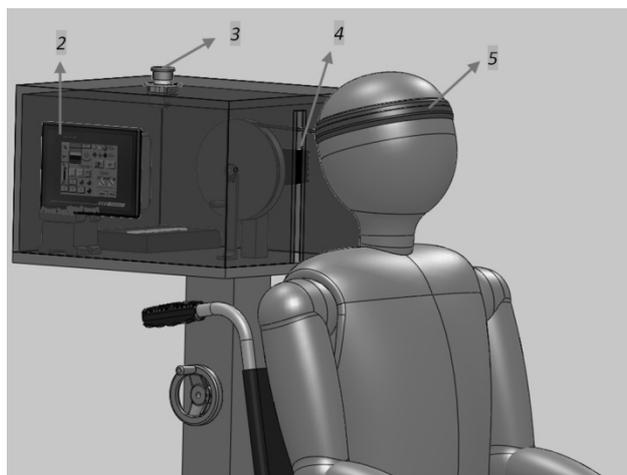


Figure 7 : simulation dans Solidworks (2)

L'orthèse peut être décomposée en trois parties. Chaque partie remplit une ou plusieurs fonctions. Partant du niveau du sol, la première partie consiste en un plateau monté sur des roues bloquantes. Il permet de stabiliser le système pendant la séance de rééducation. Une fois celle-ci terminée, il est possible de déplacer l'appareil. La deuxième partie se limite à un mât de hauteur réglable, grâce (par exemple) à une manivelle. Il sert à adapter la hauteur de l'orthèse à différents patients. La coque contenant entre autres le moteur délimite la troisième partie. L'usage d'une poulie à gorge profonde et d'une fine rainure (4) facilitent le centrage du câble (5) et la reprise d'éventuels mouvements d'inclinaison du patient. Une interface homme-machine (2) est placée sur la coque, de même qu'un arrêt d'urgence (3). La résistance au basculement a été vérifiée. De surcroît, il existe plusieurs moyens simples pour l'améliorer (prise d'appui sur la chaise, châssis extensible ou lesté).

Grâce à la modélisation du mouvement de chute de la tête, la longueur maximale de câble à dérouler pour amener la tête en position basse est déterminée. Ce câble enrobé de PVC vient se fixer à un pivot à l'arrière du bandeau.

Pour plus de sécurité, le mouvement complet est réalisé en moins d'un tour de poulie. En effet, cela permet le placement d'interrupteurs de fin de course, mais aussi d'une butée mécanique (à l'aide d'une tige traversant la poulie par exemple).

Une boucle de position est installée en utilisant un capteur de position absolu sur l'axe du moteur. Un deuxième capteur identique au premier sert de vérification (en cas de défaillance d'un des deux capteurs, une différence apparaît entre les deux signaux normalement identiques).

Un programme doit être rédigé et implémenté dans l'interface homme-machine. Il regroupe les différents paramètres de la séance (positions relevée et baissée de la tête, force maximale applicable sur le patient, vitesses ou temps de montée et de descente, etc.). Ensuite, c'est lui qui envoie les signaux vers un amplificateur afin d'alimenter le moteur. Le programme doit également gérer les entrées issues des capteurs de position, de l'interface homme-machine, et de l'arrêt d'urgence. Pour les tests ou pour permettre des réglages fins, un ordinateur portable peut remplacer cette interface.

Le moteur électrique sélectionné est un motoréducteur DC à aimants permanents (MFA Como Drills 975D5041). Le réducteur planétaire est réversible, le moteur également (par la commande). Le couple maximum du moteur reste très limité pour ne pas forcer le cou du patient en cas de résistance. Le module de contrôle détermine la position, la vitesse et l'accélération (et donc le freinage). La mesure du courant assure la gestion du couple maximum, à déterminer en fonction du patient.

La puissance totale nécessaire au fonctionnement de l'orthèse ne dépasse pas 20 W. Le coût total des pièces nécessaires à la réalisation d'un seul prototype est d'environ 700 €. Ce coût varie selon les moyens choisis pour réaliser les différentes parties de l'orthèse (usage d'une interface homme-machine ou simplement d'un ordinateur portable, etc.). Le choix final dépend de l'objectif du constructeur : s'il désire créer un prototype, fabriquer une petite série d'orthèses ou une production à grande échelle.

De toute façon, la création d'un prototype est la première étape vers un produit final. Quelle que soit la solution technique choisie, dès que le prototype est opérationnel, une petite série d'orthèses doit servir au test du processus thérapeutique sur des enfants atteints d'hypotonie du cou. Ce test ainsi que la mesure des améliorations du maintien des patients n'est pas un travail d'ingénieur, mais bien un travail qui incombe aux médecins. Dans le cas espéré où l'orthèse augmente assurément la santé du patient, alors une production à plus grande échelle peut être envisagée.

4. Conclusion

Actuellement, la notion de qualité de vie des patients, qu'ils soient atteints de paralysie cérébrale, de dystrophie myotonique ou d'autres maladies, prend de plus en plus d'ampleur et vise à améliorer la perception du patient sur sa propre santé. L'idée de base du Dr Deleplanque était d'utiliser le phénomène de proprioception pour lutter contre l'hypotonie du cou, et ainsi améliorer la qualité de vie du patient, ne serait-ce qu'un peu. Effectivement, il faut bien sûr rester modeste par rapport aux objectifs de départ car la fatigue, une infection ou une hospitalisation peut engendrer une perte des acquis, particulièrement concernant la tenue de tête. Ce projet nous a permis de mettre l'ingénierie au service de la médecine, ce qui fut un challenge excitant et, nous l'espérons, prometteur pour l'avenir.

5. Sources

- [1] BERARD Carole, *La paralysie cérébrale de l'enfant – Guide de la consultation – Examen neuro-orthopédique du tronc et des membres inférieurs*, Montpellier, Sauramps Médical, 2008.
- [2] BERVEILLER Marcel, PATOOR Etienne, *Technologie des alliages à mémoire de forme, comportement mécanique et mise en œuvre*, Paris, Hermès, 1994.
- [3] CHEN Katherine, *NiTi – Magic or phase transformation?*, California Polytechnic State University, 2003.
- [4] DEMEULDRE Chantal, *Etude des matériaux métalliques, 1^{ère} partie*, Brussels, syllabus ECAM, 2001.
- [5] DERIES X., TIERCELIN D., SABY A., *Les problèmes de tenue de tête chez l'enfant IMOC*, Paris, Masson, 2005.
- [6] GANDHI M.V., THOMPSON B.S., *Smart materials and structures*, London, Chapman & Hall, 1992.
- [7] GENTRY Jennifer Nicole, *An anthropometric visualization of the pediatric head, neck and shoulders in consideration of cervical spine immobilization*, Baltimore, 1999.
- [8] GUENIN Gérard, *Alliages à mémoire de forme*, Fiches matériaux des Techniques de l'Ingénieur, 1996.
- [9] KAOUACHE Belkhiri, *Analyse multiéchelles de la transformation martensitique induite par contrainte dans les alliages à mémoire de forme. Corrélation contraintes-microstructure*, Paris, Thèse pour obtenir le grade de Docteur de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers ENSAM, spécialité « Mécanique », 2006.
- [10] KIMPLAIRE David, *Entraînements électriques*, Bruxelles, notes de cours, ECAM, 2010.
- [11] LANSADE Céline, *Analyse cinématique tridimensionnelle du rachis cervical sain et pathologique in vivo*, Paris, Thèse en vue de l'obtention du grade de Docteur de l'Ecole Nationale Supérieure d'Arts et Métiers ENSAM, spécialité « Mécanique », 2009.

- [12] PATOOR Etienne, *Comportement et applications des alliages à mémoire de forme*, Metz, Laboratoire de Physique et de Mécanique des Matériaux – Séminaire Matériaux, 2006.
- [13] PUGH S., *Total Design: Integrated Methods for Successful Product Engineering*, Addison-Wesley, 1991.
- [14] RIGNANESE G.M., PIRAUX L., GONZE X., *Stents project*, Physics of Functional Materials, Université Catholique de Louvain, Belgium, 2009-2010.
- [15] THOMPSON Robert Joseph, N O'QUINN Aglaia, *Developmental disabilities, etiologies, manifestations, diagnoses & treatments*, Oxford University Press, 1979.
- [16] URBAN Thibault, *Etude biomécanique du mouvement de chute en avant de la tête chez l'enfant handicapé moteur, en vue de la conception d'une orthèse dynamique*, Bruxelles, Travail de Fin d'Etudes ECAM, 2004.
- [17] WAKJIRA Fekadu Jillcha, *The VTI Shape Memory Alloy Heat Engine Design*, Blacksburg, Thesis submitted to the Faculty of the Virginia Polytechnic Institute for the degree of Master of Science in Mechanical Engineering, 2001.
- [18] 3DContentCentral (page consultée en avril 2011). *Banque libre de fichiers 3D* Adresse URL : <http://www.3dcontentcentral.com/>

6. Remerciements

Ces TFE ont été réalisés à la UEL (University of East London) en partenariat avec le Jardin d'Enfants Spécialisé « Arc-en-Ciel » de Pessac, en France. Nous voudrions remercier le Dr France Heller, Docteur en médecine physique et en réhabilitation au Jardin d'Enfants Spécialisé « Arc-en-Ciel » pour son rôle de promotrice, son accueil et son hospitalité lors de notre visite auprès des enfants. Nos remerciements vont également Monsieur Dimitri Aslanidis pour sa fourniture en échantillons de NiTiNol, Monsieur Marc Sinnaeve et l'unité d'ingénierie des matériaux de l'UCL pour leur disponibilité ainsi que Monsieur Ralph Potter de la UEL.