Amélioration des prothèses et aides orthotiques pour les handicapés au moyen de stimulation électrique et d'enregistrement des signaux bioélectriques

Richard B. Stein⁽¹⁾ et Charles Capaday⁽¹⁾



Le Dr Richard B. Stein

e remplacement d'un membre perdu à la suite d'un accident ou d'une maladie et l'activation artificielle de muscles paralysés sont d'anciens rêves. Par exemple, McNeal (1) constate que la stimulation électrique du corps existe depuis 2000 ans. Cependant, une activité scientifique visant le développement des prothèses pour les membres supérieurs et l'amélioration de la stimulation électrique fonctionnelle des muscles paralysés n'a débuté qu'après la Seconde Guerre mondiale (2,3,4). L'application clinique des prothèses électriques s'est effectuée plus rapidement que celle de la stimulation électrique fonctionnelle (SEF). On considérera donc la prosthétique avant de discuter des possibilités actuelles de la SEF.

Prothèses électriques pour les membres supérieurs La main

Dans le cas le plus simple, une prothèse électrique doit pouvoir contrôler deux mouvements réciproques comme ouvrir et fermer une main motorisée. Il est important que le contrôle de la prothèse soit aussi naturel que possible pour le patient. De tels systèmes sont disponibles dans le commerce depuis presque 30 ans maintenant. Ils apparurent d'abord en Union soviétique et plus tard en Europe occidentale et en Amérique.

Le système qui est utilisé présentement par un amputé dont le coude est intact est illustré à la figure 1. Dans ce cas, le moignon contient très souvent les muscles fléchisseurs et extenseurs du poignet. Ces muscles demeurent sous le contrôle volontaire de l'amputé et l'activité électrique des muscles (l'électromyogramme ou l'EMG) du moignon peut être enregistrée à l'aide d'électrodes à la surface de la peau. Ces signaux sont amplifiés, rectifiés et lissés, produisant un signal qui peut alors être utilisé pour contrôler le moteur de la main dans les deux directions (ouverture et fermeture de la main).

Il y a des différences importantes entre le traitement de l'EMG pour contrôler les moteurs électriques d'une

Résumé

Des appareils électromécaniques contribuent à aider divers patients porteurs d'infirmités motrices. Les électromyogrammes de surface des muscles laissés en place après amputation du bras servent à diriger une main, un poignet ou un coude électronique motorisé. On se sert des signaux sensitifs émis par l'angle du genou et le moment de rotation de la cheville pour déterminer les propriétés viscoelastiques de l'articulation du genou chez les amputés de la cuisse. Enfin, des électrodes percutanées peuvent stimuler des muscles paralysés en vue de remplacer la fonction des mains chez les quadriplégiques et celle des jambes chez les paraplégiques. Cet article fait le point sur les acquisitions récentes dans chacun de ces domaines.

1) Département de physiologie, faculté de médecine, Université d'Alberta

Tirés à part: Richard B. Stein Département de physiologie Université d'Alberta Edmonton Alberta

Article reçu le 13/04/89 Acceptation définitive le 21/06/89

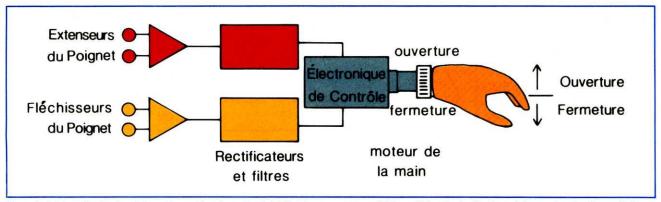


Figure 1. Schéma d'opération de la main myoélectrique. L'activité électrique des muscles du moignon est enregistrée à la surface de la peau. Ces signaux

sont amplifiés, rectifiés et lissés afin de produire un signal qui est utilisé pour contrôler le moteur de la main dans les deux directions (ouverture et fermeture).

main artificielle et la relation entre l'EMG et la force produite dans un muscle. Dans presque tous les systèmes de contrôle utilisés, le moteur est inactif ou tourne continuellement à une vitesse constante. Le degré d'ouverture ou de fermeture est déterminé par la durée pendant laquelle l'EMG dépasse un certain seuil d'activation. Aucun effort n'est requis pour maintenir une position fixe; ce n'est pas le cas avec une main naturelle, où de l'activité musculaire est nécessaire même si la main est immobile. Malgré ces différences entre les systèmes de contrôle artificiels et le contrôle naturel des muscles, dans la plupart des programmes établis, plus de 70 % des amputés préfèrent une main électrique à d'autres dispositifs comme, par exemple, les crochets, et l'utilisent régulièrement pendant des années (5).

Le poignet

Ouvrir et fermer la main n'est qu'une des fonctions des muscles de l'avant-bras. La rotation du poignet constitue une autre fonction très importante de ces muscles. Trois systèmes sont utilisés couramment:

- Les personnes ayant subi une amputation près de la main retiennent la capacité de pronation et de supination. Lorsque la prothèse est ajustée convenablement, l'amputé peut donc ajouter les mouvements naturels de l'avant-bras à ceux de la main électrique.
- Les personnes ayant subi une amputation au milieu de l'avant-bras peuvent produire de faibles mouvements de pronation et de supination, mais ce n'est pas assez pour une fonction normale. Par contre, ces petits mouvements peuvent être utilisés pour activer l'un ou l'autre de deux micro-interrupteurs disposés dans la prothèse elle-même. Chacun des micro-interrupteurs engendre une rotation de la main dans une direction (pronation ou supination). Les moteurs de ce poignet artificiel ont une capacité de rotation de 360 degrés. C'est un des rares exemples où une prothèse peut dépasser les capacités du système naturel.
- Pour les personnes ayant subi l'amputation près du coude, ces petits mouvements résiduels sont absents. Des mouvements du poignet ainsi que de la main sont quand même possibles à l'aide d'un système de contrôle à trois états développé à Edmonton (et ailleurs). Le fonctionnement de ce système est illustré à la figure 2. Au lieu

d'un seul seuil pour séparer les niveaux de l'EMG en deux états, on utilise deux seuils pour séparer les niveaux de l'EMG en trois états. Quand le niveau de l'EMG est élevé, un signal apparaît à la sortie du circuit «état haut». Une contraction plus faible et lente produit un signal à la sortie du circuit «état bas».

Avec deux modules à trois états, quatre mouvements peuvent être contrôlés (pronation et supination du poignet, ouverture et fermeture de la main). Une forte contraction des extenseurs du poignet provoque l'ouverture de la main; une forte contraction des fléchisseurs en provoque la fermeture. Par contre, une faible contraction de ces mêmes muscles produit une rotation du poignet dans l'une ou l'autre direction.

Le coude

Pour ceux qui ont subi une amputation au-dessus du coude, on recherche à remplacer non seulement les mouvements du poignet, mais aussi la flexion et l'extension de l'avant-bras. Plusieurs méthodes peuvent être utilisées pour produire ces mouvements, selon le niveau de l'amputation. Si le moignon est long, une prothèse conventionnelle à câble peut être utilisée. Celle-ci est plus rapide et plus puissante que les prothèses électriques qui servent à remplacer le coude. Les prothèses électriques du couue qui existent sont faibles et lentes à cause des limitations des sources de puissance (généralement des piles nickel-cadmium rechargeables).

Une prothèse conventionnelle à câble pour le coude utilise les muscles de l'épaule pour son opération, laissant les muscles biceps et triceps libres pour d'autres tâches. On recommande d'utiliser ces muscles pour contrôler une main et un poignet électrique, si le niveau de l'EMG provenant de ces muscles est assez élevé pour faire fonctionner un système de contrôle à trois états.

Les personnes amputées loin au-dessus du coude (un moignon court) ont généralement du mal à se servir d'une prothèse conventionnelle. De plus, les muscles biceps et triceps ne peuvent plus être utilisés comme source de l'EMG. On peut employer l'EMG des muscles de l'épaule, mais nous avons aussi fait des tests avec d'autres méthodes de contrôle. Une technique que nous nommons «contrôle à touches» (voir figure 3) permet le contrôle d'une main, d'un poignet et d'un coude élec-

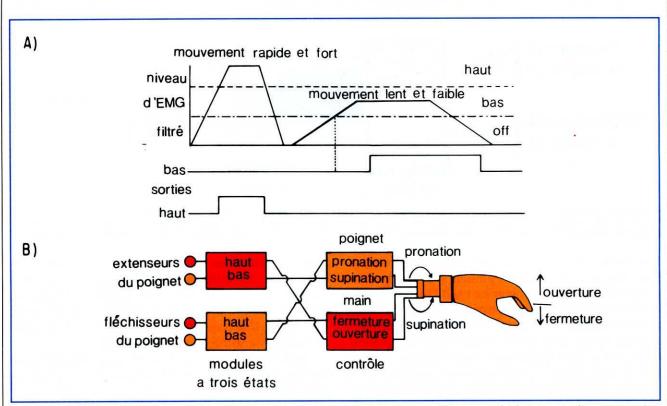


Figure 2. A) Méthode de fonctionnement d'un module à trois états. Quand le niveau de l'EMG est haut et change rapidement, un signal apparaît à la sortie du circuit «état haut». Un niveau plus bas et un changement plus lent

produisent, après un délai, un signal à la sortie «état bas». B) Avec deux modules à trois états, quatre mouvements peuvent être contrôlés (pronation et supination du poignet, ouverture et fermeture de la main).

trique. Des détecteurs de contact («touches») sont placés dans la prothèse et, à l'aide des mouvements de l'épaule, l'amputé place son moignon contre la touche désirée. Des circuits électroniques développés à Edmonton et disponibles commercialement (Leaf Electronics) peuvent actionner n'importe quelle main, poignet ou coude électrique disponible, à partir du contact du moignon avec une touche. Avec un tel système, même des personnes sérieusement handicapées peuvent fonctionner assez adéquatement, bien que la lenteur et la complexité des systèmes comme ceux de la figure 3 limitent leur acceptation.

Il y a quelques années, nous avons développé une application originale de cette méthode de contrôle à touches. Un patient amputé du bras à la suite d'un cancer des os utilisait couramment une prothèse avec un système de contrôle à trois états pour la main et le poignet, mais il n'était toujours pas satisfait. C'était un saxophoniste professionnel et il voulait poursuivre sa carrière. Nous avons donc essayé de lui construire un dispositif qui lui permettrait de jouer à nouveau. Quatre touches furent construites dans une coquille prosthétique (voir figure 4). Le contact du moignon avec une des touches actionne un solénoïde qui abaisse une des touches du saxophone. Des circuits logiques décident de la correspondance entre les touches et les solénoïdes. Après quelques semaines, le patient pouvait jouer du saxophone convenablement. Il poursuivit sa carrière un peu plus tard. Malheureusement, le cancer reprit et le patient mourut récemment à Edmonton. Depuis, deux autres systèmes ont été construits pour deux autres saxophonistes. Tous deux s'en servent assez bien pour donner des concerts (6).

Notre but est d'utiliser tous les moyens d'un handicapé pour améliorer son fonctionnement. Ainsi, il y a plusieurs sources qui peuvent être utilisées comme s'ignaux de contrôle, tels que l'EMG des muscles profonds ou les signaux électriques provenant des nerfs péri-

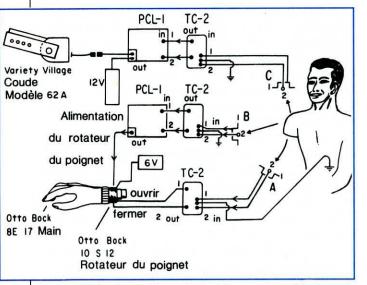


Figure 3. Schéma de raccordement des modules pour une prothèse du coude. Au point A, la main est contrôlée par une adduction de l'humérus (mouvement vers le corps). Le contact du moignon active d'abord la touche du centre (priorité secondaire). En poussant plus fort, la deuxième touche (celle qui a priorité) est activée, et cela produit un mouvement opposé. Le poignet est contrôlé au point B par une abduction (éloignement du moignon du corps) et le coude est contrôlé (point C) par une rétraction du moignon (mouvement arrière).



Figure 4. L'utilisation de la méthode à touches pour jouer d'un instrument de musique. Un amputé de l'avant-bras droit insère son moignon dans une prothèse qui contient quatre touches. Le contact du moignon avec une des touches active un ou plusieurs solénoïdes qui se trouvent dans le saxophone et qui font s'abaisser une des touches de l'instrument.

phériques, de la moelle épinière et du cerveau. On a démontré expérimentalement que les nerfs périphériques sectionnés peuvent encore transmettre des potentiels d'action, même longtemps après la blessure, et qu'ils demeurent actifs pendant des mouvements volontaires (7).

Avec de tels signaux, il serait possible d'effectuer plus de mouvements avec une prothèse. Le problème est de capter ces signaux et de les amener à la surface du corps d'une façon efficace et sans risque. Nous avons réussi à passer des fils métalliques à travers la peau d'un amputé et à les souder à un connecteur de carbone vitreux attaché à la peau. Le carbone vitreux est une substance très dure, semblable au diamant, qui n'est pas rejetée par le corps. Malheureusement, après un an, la peau autour du connecteur a commencé à se désagréger. Le connecteur fut alors enlevé afin d'éviter l'infection.

Plus récemment, nous avons développé un système de télémétrie qui est illustré à la figure 5. L'énergie provenant d'une source de puissance est transmise sur une certaine longueur d'onde. Cette énergie est captée et utilisée pour alimenter un amplificateur de l'EMG ainsi qu'un transmetteur. Les signaux sont transmis à travers la peau sur une autre longueur d'onde. Cette méthode élimine la nécessité d'amener des fils conducteurs à travers la peau et réduit donc le risque d'infection. Ce système a été utilisé chez des animaux pendant deux ans. On développe présentement des appareils plus sensibles pour amplifier les signaux nerveux qui sont beaucoup plus petits que les signaux EMG.

Prothèses améliorées pour les membres inférieurs

La situation des personnes amputées d'un membre inférieur est moins grave, à certains égards, que celle des personnes avec une amputation d'un membre supérieur, mais pire à d'autres égards. Les mouvements des membres inférieurs ont moins de diversité que ceux des membres supérieurs. Par contre, l'énergie nécessaire pour soulever un homme de 70 kg contre la force de l'attraction

terrestre quelque 1000 fois par jour est énorme. Les sources d'énergie disponibles, à peine adéquates pour mouvoir les coudes artificiels, sont complètement inadéquates pour les jambes artificielles. Il n'y a présentement pas de sources d'énergie disponibles commercialement pour les jambes artificielles. Puisque les prothèses conventionnelles, qui ne requièrent pas de source d'énergie externe, permettent à la plupart des amputés de marcher, la recherche dans ce domaine est surtout orientée vers l'amélioration de certains aspects de ces prothèses.

La cheville

Ces améliorations peuvent être très simples. Par exemple, une prothèse souvent prescrite pour les personnes amputées au-dessus du genou est la prothèse nommée «Single axis foot» (pied à un axe). Cette prothèse permet la rotation de la cheville dans une seule direction (flexion plantaire). Donc, lorsque le talon du pied touche le sol, la cheville se déplace dans la direction de la flexion plantaire. Par contre, la rotation opposée qui a lieu tard dans la période d'appui chez les sujets normaux, juste avant que les orteils quittent le sol, n'est pas possible avec cette prothèse. Le genou étant fixé et la cheville demeurant à angle droit, la hanche doit être soulevée plus que d'habitude. Cette élévation de la hanche rend la marche inefficace et gauche et donne une démarche qui est caractéristique d'une personne amputée au-dessus du genou.

Une simple modification du pied «à un axe» fut développée dans notre laboratoire. La modification consiste à remplacer une partie du bois du pied par un matériel élastique (voir figure 6). L'amputé peut alors choisir le degré de raideur qu'il préfère, aussi bien pour la flexion dorsale de la cheville que pour la flexion des orteils. Cinq amputés ont comparé le pied modifié avec

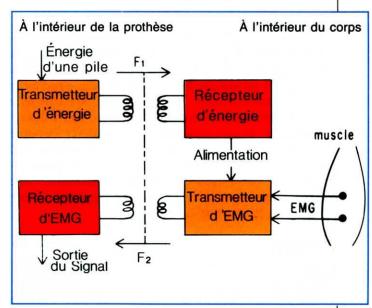


Figure 5. Schéma du système de télémétrie pour enregistrer des signaux provenant de muscles profonds ou de nerfs afin d'améliorer le contrôle des prothèses électriques. De l'énergie électromagnétique est transmise à travers la peau à une longueur d'onde F1 vers un récepteur qui rectifie et filtre le signal pour alimenter l'amplificateur/transmetteur d'EMG. Le transmetteur transmet à une longueur d'onde F2 les signaux EMG amplifiés.

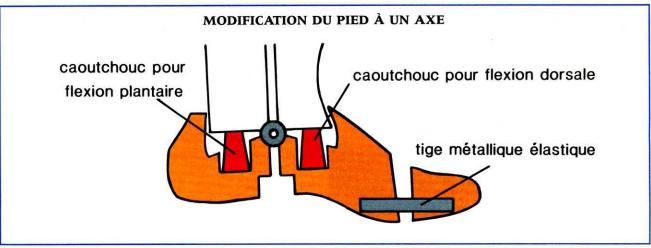


Figure 6. Pied modifié «à un axe» pour étudier les effets de la flexion dorsale de la cheville et de la flexion des orteils. L'amputé peut choisir la raideur de chacune de ces deux articulations. En général, il choisit une raideur qui pro-

duit une flexion de la cheville semblable à la normale, mais très peu de flexion des orteils.

celui dont ils se servaient. Ils ont pu aussi choisir le degré de raideur qui leur convenait. La caractéristique de raideur choisie donne une flexion de la cheville comparable à celle observée chez les sujets normaux (8). En analysant leur marche, on a constaté que les mouvements de la hanche étaient aussi plus normaux.

Pourquoi donc les prothèses commerciales ne permettent-elles pas la flexion dorsale de la cheville? En permettant ce mouvement, il est plus difficile d'empêcher la flexion du genou. La modification proposée à la figure 6 augmente donc le risque de chute chez l'amputé. Les amputés que l'on a choisis pour ces tests étaient jeunes et marchaient bien avec la prothèse modifiée. Par contre, pour des amputés plus âgés ou moins agiles, cette modification de la cheville n'est pas nécessairement bénéfique.

Le genou

La fonction du genou varie considérablement pendant le cycle locomoteur. Le genou est étendu et rigide pour supporter le poids du corps pendant la phase d'appui. Il est ensuite fléchi, puis étendu, pendant la phase de balancement. Afin de produire une telle série de mouvements, nous avons recours à une source d'énergie. Celle-ci ne sert cependant pas à soulever l'amputé du sol, et la dépense énergétique est donc beaucoup moindre. Un petit moteur électrique est utilisé pour contrôler une valve dans un cylindre hydraulique. Cette valve contrôle le débit de fluide dans le cylindre et contrôle ainsi la viscosité de l'articulation.

Bibliographie

1. McNeal, D.R. 2 000 years of electrical stimulation. Functional Electrical Stimulation : Applications to Neural Prostheses. New York, Marcel Decker, 1976, p. 3-35.
2. Reiter, R. Eine neue Elektrokunsthand. Grenzgebiete Medizin, 1948; 1: 133-135.
3. Battye, C.K., Nightingale, A. et Whillis, J. The use of myoelectric currents in the operation of prostheses. J. Bone Joint Surg., 1955; 37B: 506-510.

4. Liberson, W.T., Holmquest, H.J., Scott, D. et Dow, M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of

hemiplegic patients. Arch. Phys. Med. Rehab., 1961; 42: 101-105.

5. Stein, R.B. et Walley, M. Comparative function of arm amputees using myoelectric and conventional prostheses. Arch. Phys. Med. Rehab., 1983; 64: 243-248. 6. Charles, D., James, K.B. et Stein, R.B. Rehabilitation of amputee musicians with upper limb amputations. J. Rehab. Res. Devel., 1988; 25: 25-32.

7. Stein, R.B., Charles, D., Hoffer, J.A., Arsenault, J., Davis, L.A., Moorman, S. et Moss, B. New approaches for the control of powered prostheses particularly by high-level amputees. Bull. Prosth. Res.

La résistance au débit de fluide est contrôlée séparément dans les deux directions, ce qui est pratique pour l'amputé. Par exemple, un amputé qui monte un escalier aimerait pouvoir plier son genou artificiel afin de pouvoir poser le pied sur la marche suivante. Une fois

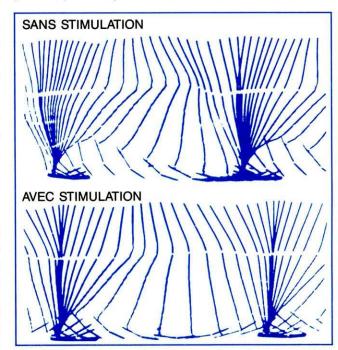


Figure 7. Illumination au stroboscope d'un patient qui marche avec l'aide de la SEF (en bas) et sans stimulation (en haut). Sans la SEF, le patient traine ses orteils sur le sol pendant la phase de balancement parce qu'il ne peut pas faire une flexion dorsale de la cheville. Modifié de McNeal et Reswick (13).

1980; 17 : 51-62.

8. James, K. et Stein, R.B. Improved anklefoot system for above-knee amputees. Amer. J. Phys. Med., 1986: 65: 301-314. 9. Vodovnik, L., Bajd, T., Kralj, A. Gracanin, F. et Strojnik, P. Functional electrical stimulation for control of locomotor systems. CRC Crit. Rev. Bioeng., 1981: 6: 63-131.

10. Isakov, E., Mizrahi, J., Graupe, D., Becker, E. et Najenson, T. Energy cost and physiological reactions to effort during activation of paraplegics by functional electrical stimulation. Scand. J. Rehab. Med., 1985; Supp. 12: 102-107.

11. Petrofsky, J.S., Phillips, C.A. et Heaton H.H. Feedback control system for walking in man. Comp. Biol. Med., 1984; 14: 135-149.

12. Peckham, P.H., Marsolais, E.B. et Mortimer, J.T. Controlled prehension and release in the C5 quadriplegic elicited by functional electrical stimulation of the paralyzed forearm musculature. Ann. Biomed. Eng. 8: 369-388.

13. McNeal, D.R. et Reswick, J.B. Control of skeletal muscle by electrical stimulation. Adv. Biomed. Eng., 1976; 6: 209-256.

la jambe posée, il ne veut pas que le genou fléchisse pendant qu'il transfère son poids. Au contraire, le genou devrait s'étendre pendant cette période. Avec un ajustement automatique des caractéristiques de la prothèse, on devrait pouvoir améliorer non seulement l'habileté à monter les escaliers, mais aussi l'habileté à marcher sur des sols avec différentes inclinaisons et même à courir. Les meilleures sources de signaux pour contrôler ces paramètres ne sont pas encore connues.

Stimulation électrique fonctionnelle (SEF)

Nous avons considéré jusqu'ici l'utilisation de signaux bioélectriques pour contrôler une prothèse. Une autre approche consiste à stimuler électriquement les muscles paralysés et ainsi produire des mouvements qui sont utiles au patient. Cette approche est souvent appelée «orthotique» (aider) plutôt que «prosthétique» (remplacer). La stimulation électrique est utilisée couramment et avec beaucoup de succès dans les stimulateurs cardiaques (pacemakers). Par contre, l'utilisation de la SEF n'est pas aussi répandue que celle des prothèses électriques, bien qu'il y ait une plus grande population de paralytiques que d'amputés.

L'hémiplégie

Liberson et al. (4) ont utilisé un interrupteur placé dans la chaussure pour activer une stimulation électrique du nerf péronier commun. Cette méthode a été utilisée avec des hémiplégiques qui avaient de la difficulté à produire volontairement une flexion dorsale de la cheville, difficulté qui rendait la marche difficile. Quand le pied quittait le sol, l'interrupteur se fermait et activait la stimulation du nerf péronier commun, produisant une flexion dorsale de la cheville (voir figure 7). La technique de la SEF a été subséquemment améliorée aux États-Unis et dans d'autres pays, en particulier en Yougoslavie (9).

La paraplégie

Plus récemment la SEF a été appliquée à la réadaptation des paraplégiques. La stimulation électrique des fibres musculaires empêche leur atrophie. Mais cette activation artificielle diffère en plusieurs points de l'activation naturelle. Par exemple, la stimulation électrique active les fibres musculaires dans l'ordre inverse de l'activation naturelle parce que les fibres motrices et musculaires les plus grandes ont un seuil d'activation plus bas que celui des petites fibres. Donc, les grandes fibres musculaires, qui ont le moins d'endurance, sont les premières activées avec la stimulation électrique. Heureusement, les fibres musculaires peuvent changer leur métabolisme pour s'adapter à l'usage qu'en fait la stimulation.

Plusieurs objectifs cliniques sont considérés dans un programme de stimulation électrique des muscles paralysés du membre inférieur:

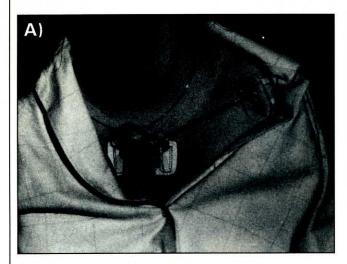
• Inverser l'atrophie des muscles, en plus d'augmenter leurs dimensions, leur force et leur endurance. Il y a aussi un effet bénéfique sur la circulation sanguine puisque



Figure 8. Un patient paraparétique utilise un système de SEF pour marcher. Les électrodes sont placés à la surface de la peau pour stimuler le nerf péronier (afin de créer une flexion durant la phase de balancement) et les muscles quadriceps (pour maintenir le membre inférieur en extension lors de la phase d'appui). L'aide-marche aide au maintien de l'équilibre.

la contraction et la relaxation des muscles stimulés aide la circulation du sang dans le membre inférieur.

- La stimulation des muscles extenseurs du membre inférieur peut développer assez de force pour soulever le sujet à la position debout. Cependant, maintenir cette posture sans support externe demande un contrôle de l'équilibre qui est une tâche complexe. Malgré cela, la SEF peut être utile pour transférer un patient de sa chaise roulante à son lit.
- L'activation rythmique et alternée des fléchisseurs et des extenseurs des jambes peut produire assez de force musculaire pour permettre d'actionner les pédales d'un tricycle. L'utilisation d'un tricycle élimine les problèmes d'équilibre et peut aussi inverser l'atrophie en plus de produire des mouvements utiles.
- Le but ultime est de donner au paraplégique la capacité de marcher, au moins pour quelques heures par jour. Le système le plus simple consiste à stimuler le nerf péronier pour obtenir un réflexe de flexion qui soulève la jambe d'abord et ensuite à stimuler les muscles extenseurs du genou pour la période d'appui (voir figure 8). La séquence d'activation est contrôlée par un commu-





tateur manuel qui est placé sur un aide-marche servant de support. Ces appareils produisent une marche lente et énergétiquement coûteuse pour le patient (10). Des appareils plus complexes (11) produisent la marche ainsi que les ajustements d'équilibre nécessaires en utilisant des capteurs placés à certaines articulations. Ces systèmes s'avèrent intéressants du point de vue technologique, mais ils n'ont été utilisés jusqu'ici que par un très petit nombre de patients.

La quadriplégie

Si la lésion de la moelle épinière a lieu assez haut dans la colonne vertébrale, les quatre membres sont affectés et les problèmes du patient sont beaucoup plus complexes. La moelle épinière est organisée de telle façon que les muscles distaux (mains, poignets) sont innervés par les segments de la moelle au-dessous de ceux qui servent les muscles plus proches (épaules, bras). Donc, les muscles distaux sont plus affectés par une lésion de la moelle épinière que les muscles proximaux. Le résultat est que certains quadriplégiques peuvent mouvoir leurs bras et les placer à l'endroit désiré, mais ils ne peuvent pas tenir un objet dans leur main.

Peckham et al. (12) ont implanté des électrodes de stimulation dans plusieurs muscles de la main afin de

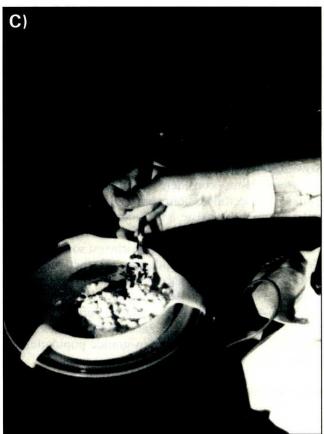


Figure 9. Le système développé par Peckham et ses collaborateurs pour la SEF de la main des quadriplégiques. La stimulation permet deux types de prise. A) Le contrôle est exercé par des mouvements de l'épaule. Ces mouvements graduels changent l'intensité de la stimulation; des mouvements brusques changent d'un type de stimulation à l'autre. B) Vue (après retrait de la couverture protectrice) des fils percutanés utilisés pour la stimulation de divers muscles de la main. C) La prise latérale est utilisée par le patient pour s'alimenter.

produire deux types de prise: une prise à trois doigts (pincement) et une prise latérale (semblable à celle avec laquelle on tient une clé) (figure 9). Le contrôle est effectué par différents mouvements de l'épaule, qui produisent les contractions des muscles de la main. Le système de contrôle est basé sur un microprocesseur et l'appareil est alimenté par une pile électrique. La fiabilité ainsi que les capacités de cet appareil augmenteront de beaucoup dans les années à venir.

Remerciements

Nous remercions Anne-Lise Borboën, Jacques Bobet (jr), Jacques Bobet (sr) et Serge Rossignol de leur aide précieuse dans la préparation du manuscrit et le Conseil de recherche médicale du Canada des subventions scientifiques.

Summary

Electro-mechanical devices can help a variety of patients with motor disabilities. Surface EMG from remaining muscles in an amputated arm can be used to control powered electronic hands, wrists and elbows. Sensory signals such as knee angle and ankle torque can be used to control the

visco-elastic properties of a knee joint for above-knee amputees. Finally, percutaneous electrodes can be used to stimulate paralyzed muscles to replace hand function in quadriplegics and leg function in paraplegics. This article summarizes recent progress in each of these areas.