

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/5249926>

# Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation

ARTICLE *in* ANNALES DE RÉADAPTATION ET DE MÉDECINE PHYSIQUE · JULY 2008

DOI: 10.1016/j.annrmp.2008.05.006 · Source: PubMed

---

CITATIONS

49

---

READS

417

2 AUTHORS, INCLUDING:



[Milos R Popovic](#)

University of Toronto

230 PUBLICATIONS 2,707 CITATIONS

SEE PROFILE

Update article/Mise au point

## Functional electrical stimulation of walking: Function, exercise and rehabilitation

## Stimulation électrique fonctionnelle de la marche : applications à la fonction, à l'exercice et à la rééducation

T.A. Thrasher<sup>a,\*</sup>, M.R. Popovic<sup>b,c</sup>

<sup>a</sup> Department of Health and Human Performance, Garrison Room 104, University of Houston, 3855, Holman Street, Houston, TX 77204-6015, USA

<sup>b</sup> Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering, University of Toronto, Toronto, Canada

<sup>c</sup> Toronto Rehabilitation Institute, Toronto, Canada

Received 13 April 2008; accepted 26 May 2008

---

### Abstract

For nearly half a century, functional electrical stimulation (FES) has been used to restore walking for people with paralysis and muscle weakness due to stroke and spinal cord injury. The first applications of the technology were intended to permanently replace lost neuromuscular function. Later, FES-assisted walking was found to have therapeutic benefits that include increased muscle strength, cardiovascular fitness and improved gait function that could be maintained after use of FES was terminated. In this review, we examine some of the major FES-assisted walking systems that have been developed for experimental and commercial purposes over the last four and a half decades, including foot drop stimulators, multichannel stimulators and hybrid orthotic systems.

© 2008 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

### Résumé

Depuis près d'un demi-siècle, la stimulation électrique fonctionnelle (SEF) a été utilisée pour restaurer la marche des personnes atteintes de paralysie ou de faiblesse musculaire liées à un accident vasculaire cérébral ou à un traumatisme de la moelle épinière. Dans les premières applications de cette technique, l'objectif était de remplacer de façon permanente la fonction neuromusculaire perdue. Plus tard, on a trouvé à la marche assistée par la SEF des effets thérapeutiques, dont l'amélioration de la force musculaire, de la fonction cardiovasculaire et de la marche qui persistaient après l'arrêt de la SEF. Dans cette revue de la littérature, nous présentons les principaux dispositifs de marche assistée par la SEF qui ont été développés dans un but expérimental ou commercial depuis ces 45 dernières années, ce qui inclut la stimulation des releveurs du pied, les stimulateurs multicanaux et les orthèses hybrides.

© 2008 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

**Keywords:** Functional electrical stimulation (FES); Gait; Walking; Spinal cord injury; Stroke

**Mots clés :** Stimulation électrique fonctionnelle (SEF) ; Pas ; Marche ; Lésion médullaire ; Accident vasculaire cérébral

---

## 1. English version

### 1.1. Introduction

Functional electrical stimulation (FES) is the application of electrical impulses to neuromuscular tissue to restore useful movements. Since the 1960s, FES has been used to evoke

---

\* Corresponding author.

E-mail address: [athrasher3@uh.edu](mailto:athrasher3@uh.edu) (T.A. Thrasher).

involuntary muscle contractions and help people from disabled populations stand and walk. Today, this technology is used for both functional and therapeutic purposes. A variety of simple FES-assisted walking devices have been developed to help people with hemiplegia due to stroke to overcome muscle weakness in their affected leg. In spinal cord injury (SCI), various forms of FES-assisted gait have been shown to enhance gait, muscle strength and cardiorespiratory fitness. Several dozen FES devices have been developed and tested over the last four and a half decades, and many have been commercialized and made available for everyday use at home and in the community. Some applications are specifically intended for therapeutic use in clinical settings while others are used as permanent orthotic systems.

### 1.2. Brief history of FES-assisted walking

The first applications of FES were designed to restore lower limb function in patients who had experienced a stroke or a SCI. In 1960, Kantrowitz demonstrated paraplegic standing by applying continuous surface FES to the quadriceps and gluteus maximus muscles of a patient with complete SCI [18]. Stimulation of these muscle groups produced full extension of the lower limbs, and enabled a form of gait similar to walking with long leg braces. Around the same time, Liberson et al. developed a simple FES device to correct foot drop, a common symptom in hemiplegia characterized by a lack of dorsiflexion during the swing phase of gait which results in short, shuffling strides [22]. Liberson's device, which has the distinction of being the first FES device to receive a patent, consisted of a power supply worn on a belt, two skin electrodes positioned for stimulation of the common peroneal nerve, and a heel switch. The stimulation was activated whenever the heel lost contact with the ground, and it was deactivated when the heel regained contact with the ground. The majority of FES-assisted walking devices in use today employ one or both of the techniques introduced by Kantrowitz and Liberson almost 50 years ago.

Several technological advancements were made in the decades following Kantrowitz and Liberson that allowed for more sophisticated control of walking. As microprocessor technology developed, FES devices became more portable and flexible. Microprocessors also led to the development of multichannel stimulators, which are FES devices that deliver different signals to more than a single stimulation site. Multichannel stimulators are capable of controlling complex, coordinated movements of the lower limbs. One such system was a six-channel stimulator developed at the University of Ljubljana in Slovenia [34]. This device synchronized stimulation to up to six different muscle groups to produce gait patterns in patients with complete paraplegia.

Another important technological advance was the development of percutaneous and subcutaneous electrodes. Percutaneous electrodes are long needle-like electrodes that are inserted through the skin and into the muscle tissue. They are implanted temporarily and removed when the specific activity is complete. Compared to surface stimulation systems, percutaneous electrodes provide more precise control of

specific muscles, provide access to deeper muscles and consume less electrical energy. Subcutaneous electrodes are surgically implanted into muscle or nerve tissue. These electrodes are usually part of a fully-implanted system that includes a power source, a microprocessor and a coil for communicating wirelessly with components outside of the body.

### 1.3. FES-assisted paraplegic gait

In the 1980s, Kralj et al. described the basic technique for paraplegic gait using surface stimulation [20,21]. According to Kralj's technique, four channels of stimulation are used. Skin electrodes are placed over the quadriceps muscles and peroneal nerves bilaterally. The user controls the FES device with two pushbuttons attached to the left and right handles of a walking frame, canes or crutches. When the FES device is activated, both quadriceps muscles are stimulated. The left button initiates swing phase in the left leg by briefly stopping stimulation of the left quadriceps and stimulating the left peroneal nerve. This stimulation is applied suddenly so as to trigger the flexor withdrawal reflex, resulting in simultaneous hip and knee flexion as well as dorsiflexion. After a fixed period of time, peroneal nerve stimulation is stopped and quadriceps stimulation is resumed. Similarly, the right button initiates swing phase in the right leg. Kralj et al. successfully applied this system to several dozen subjects with SCI.

Kralj's basic technique is still one of the most popular in use today. It is used, for example, by the Parastep-I<sup>®</sup> system [14]. This is the only FES device for walking to receive approval from the United States' Food and Drug Administration (FDA). It is an elaborate surface FES device that is intended to be used by people with complete or incomplete paraplegia every time they wish to walk. It includes a two-wheeled walker and an ankle-foot orthosis to bolster ankle stiffness. The Parastep-I<sup>®</sup> is commercially available, and over 600 people have used it successfully. A major disadvantage of systems that use the Kralj technique is that they rely on the flexor withdraw reflex, which is variable and subject to habituation.

More complex multichannel systems have been developed to enable better muscle specificity and control in paraplegic gait [19]. There have also been many advances in the development of automatic control of FES-assisted gait [30], however, manually triggered open-loop control still remains practical and most popular with users [27]. In all its forms, FES-assisted paraplegic gait tends to be slow, awkward, unnatural looking and requires a great deal of energy from the user [33]. The high energy cost is a major limitation for neuroprostheses that are intended to be used as permanent assistive devices. However, when FES-assisted walking is used to facilitate exercise, inefficiency is actually a desirable feature since the user has to provide substantial effort to be able to walk with the system [23].

One major limitation of FES-assisted walking devices based on surface stimulation is that the hip flexors cannot be stimulated directly. Therefore, hip flexion during walking must come from voluntary effort, which is often absent in paraplegia

or the flexor withdrawal reflex (initiated by peroneal nerve stimulation).

#### 1.4. Fully implanted systems

Fully implanted systems offer several advantages over surface and percutaneous systems for long-term usage, including improved convenience, cosmesis and the ability to stimulate deep muscles such as the hip flexors [15]. As a result, they can provide greater muscle selectivity and more natural gait patterns. Two such systems are the Praxis FES system and the system proposed by Kobetic, which use 24 and 32 electrodes, respectively [17,19]. The Praxis24 system also provides bladder voiding. It is important to note that these systems have only been implanted in a small number of complete paraplegics. Reportedly, they enable a swing-through gait pattern, much like long-leg brace walking, which is not a reciprocal walking pattern.

#### 1.5. Foot drop stimulators

Foot drop stimulators (FDS) are a special class of FES devices that specifically address the problem of foot drop, which is a lack of dorsiflexion due to weakness of the tibialis anterior muscle. Most FDS are simple, single-channel systems that are intended for everyday use, such as Liberson's invention in 1961. They are used mostly by people with hemiplegia due to stroke, but are also used bilaterally by some people with paraplegia.

Most FDS apply stimulation to the common peroneal nerve, which causes contraction of the muscles responsible for dorsiflexion (i.e. tibialis anterior, extensor hallucis longus, etc.). It can also trigger the flexor withdrawal reflex, which may not be desirable. The flexor withdrawal reflex occurs naturally when a sudden, painful sensation is applied to the sole of the foot. It results in flexion of the hip, knee and ankle of the affected leg and extension of the contralateral leg in order to get the foot away from the painful stimulus as quickly as possible.

Some FDS have been commercialized, for example the MikroFES (Josef-Stefan Institute, Ljubljana, Slovenia) and the Odstock Dropped Foot Stimulator [36]. The latter was shown to significantly increase walking speed and efficiency when used, and a carry-over effect was observed in stroke patients; that is, their walking speed and efficiency without the stimulator was improved [35]. Similar studies have reported no carry-over effect [13]. Users of the Odstock device were generally satisfied with it, however almost all of them identified the surface electrodes as problematic, and two thirds would consider an implanted system instead [37]. The BIONic Walkaide is a new generation FDS that uses an implantable microstimulator, which provides more selective control of muscle activation [42].

The first commercially available implanted FDS was developed by Rancho Los Amigos Medical Centre and Medtronic, Inc. [41]. The surgically implanted components were a radio-frequency (RF) receiver, pulse train generator, and one bipolar electrode implanted adjacent to the peroneal nerve.

An external unit worn on the belt delivered power via the RF coil and received input commands from a wireless foot switch. Despite some problems with electrode migration and infection, the device was considered successful. Since then, more reliable and easier to implant systems have been devised, such as the Neurostep system [16] and the ActiGait implanted FDS [4], but they are not yet commercially available. The latter uses input from an implanted cuff electrode around the sural nerve, which is the nerve innervating the skin sensors on the sole of the foot. This system is unique in that it requires no external sensors.

Gait detection is extremely important for the success of a FDS and any FES-assisted walking device. Stimulation sequences must be properly synchronized with the kinematic events of gait, such as swing phase and stance phase. Most modern FDS use a heel switch on the affected leg for detection of stance phase. Burridge et al. tried using the foot switch on the non-affected leg, but found it was not preferable unless the patient was unable to reliably achieve heel contact on the affected leg [5]. Vodovnik was one of the first to experiment with manual pushbuttons and EMG sensors [40]. Other alternatives to the heel switch include a heel/toe switch [34], an array of four single-axis accelerometers positioned on the shank [44], a tilt sensor positioned on the shank [6], electroneurography [32], and an array of force-sensitive resistors and a gyroscope located in the insoles [24]. There is much debate concerning the reliability of these sensors. Robust controller design is necessary to interpret imperfect signals from gait phase detection sensors. To date the sensor proposed by Pappas et al. has shown the highest detection accuracy and reliability in real-life outdoor testing conditions [24].

#### 1.6. Hybrid orthotic systems

Devices that combine FES and mechanical braces are called hybrid orthosis systems. One example is the Parastep-I system, which includes a pair of ankle-foot orthoses (AFO) to prevent foot drop. From a biomechanical perspective, the purpose of braces is to improve stability by reducing the number of degrees-of-freedom of the body. Normal walking is a complex motion involving 22 degrees-of-freedom in the pelvis and lower extremities. Hybrid orthoses aim to reduce that number, thus compensating for specific muscle weakness, while applying FES to the muscles that act on the remaining degrees-of-freedom. Hybrid orthotic systems have been created by combining FES with existing bracing systems, such as the Reciprocating Gait Orthosis (RGO) and the Medially Linked Knee-Ankle-Foot Orthosis (MLKAFO). Both of these braces reduce the number of degrees-of-freedom of the pelvis and lower extremities to seven. They address the issue of pelvis instability that is experienced by many individuals with SCI [30].

Hybrid orthoses can be an effective clinical option for individuals with significant orthopedic complications that might otherwise contraindicate the prescription of conventional braces or FES alone [31]. Some hybrid orthoses have been shown to increase gait speed, stride length and cadence when

compared to FES alone [9]. Hybrid orthotic systems are in use in a small number of laboratories and clinics around the world. However, they have yet to achieve widespread acceptance from clinicians and consumers.

### 1.7. Therapeutic applications

Numerous reports over the past three decades have asserted positive therapeutic effects of FES-assisted walking in incomplete SCI [38]. In this paradigm, FES is applied to the lower limbs, usually via surface electrodes, at sub-maximal levels. While walking, FES-induced contractions are superimposed over the patient's voluntary contractions resulting in greater muscle force, joint range of motion and load bearing in the legs. Typical regimens of FES-assisted walking therapy involve three to five one-hour sessions per week for at least four weeks. Depending on the user, these sessions may take place in the home or in a supervised clinical setting. Often, walking is performed on a treadmill and with a safety harness.

In its many forms, FES-assisted walking has been shown to reduce spasticity [26], increase bone mineral density [12], increase voluntary muscle strength [26] and coordination [25]. Furthermore, there is growing evidence that regular use of FES by people with various neurological disabilities can result in recovery of voluntary muscle control and improved function after the stimulator is taken away [10,1]. A carry-over effect in terms of overground walking speed has been demonstrated in a large population of incomplete SCI patients using a variety of neuroprostheses for walking [8].

There is growing evidence that task-oriented locomotion therapy can help the damaged central nervous system adapt and form new neural pathways for voluntary function. In humans, there is evidence that the injured spinal cord continues to reveal a great deal of plasticity even several years after SCI [43]. External electrical stimulation has been shown to affect neural plasticity [2]. Furthermore, a hypothetical mechanism has been proposed in which motor neurons within the spinal cord can modify synaptic organization to restore conduction after an incomplete lesion [7]. When electrical stimulation of motor axons coincides with voluntary muscle effort, restorative modifications in the central nervous system may be induced. This mechanism may account for the improvements in walking function observed in several recent studies on the efficacy of FES-assisted walking as a clinical intervention for incomplete SCI [28,29]. FES-assisted walking has also been shown to improve function in children with spastic cerebral palsy [39]. In hemiplegia due to stroke, FES-assisted walking has had some success, but evidence of its efficacy is very limited [3].

### 1.8. Limitations

FES-assisted walking has experienced many technological advances over the decades, including multichannel stimulation, implantable electrodes, advanced sensors and control systems. However, it is still widely perceived as an experimental procedure that has not been proven effective in a large portion of the general patient population. Its effectiveness is very

dependent on the individual's specific condition. For example, patients who have denervation muscles due to peripheral nerve injuries are not candidates for FES.

One of the major limitations of FES is that it tends to produce rapid fatigue in muscles. This is due to the asynchronous recruitment of muscle fibers, and it greatly limits the duration for which FES-assisted walking can be performed by many patients. In many cases, when voluntary muscle force is low and high intensity FES must be used, muscle fatigue is apparent after 1 min of stimulation. The muscles can be too fatigued to produce gait movements a few minutes later. Randomization of stimulation parameters has been recommended as one method to reduce the fatiguing effect of FES, however, its efficacy lacks evidence [11].

### 1.9. Conclusions

FES is one of the most effective ways to improve gait in individuals after stroke or SCI. Both implanted and surface systems have demonstrated the utility and efficacy of FES time and again. Today, the most promising method of applying FES technology to improve gait is FES-assisted walking therapy and the best candidates for this therapy are stroke and incomplete SCI patients. Different modalities of the FES therapy have been proposed, and many have been reported efficacious in the literature. Positive results have also been reported for implanted and surface FES devices that are used as permanent orthotic systems. Although these systems have been found efficacious in a number of studies, a limited number of consumers are using these devices at home and in clinical settings. We believe that further technological improvements, patient education, intensive and focused therapy aimed at teaching consumers how best to use the device will play a key role in allowing this technology to reach its full potential. In summary, FES-assisted walking remains one of the most promising rehabilitation techniques to restore gait in stroke and SCI patients. We are confident that in the future FES-assisted walking will be an integral part of stroke and SCI rehab.

## 2. Version française

### 2.1. Introduction

La stimulation électrique fonctionnelle (SEF) est l'application d'impulsions électriques aux tissus neuromusculaires afin de restaurer une motricité utile. Depuis les années 1960, la SEF a été utilisée pour déclencher des contractions musculaires involontaires et aider des personnes handicapées à se tenir debout et à marcher. Aujourd'hui, cette technique est utilisée aussi bien pour des objectifs fonctionnels que thérapeutiques. Plusieurs dispositifs assez simples de marche assistée par SEF ont été développés pour aider les personnes hémipégiques par accident vasculaire cérébral à compenser la faiblesse musculaire de leur membre atteint. Chez les blessés médullaires, différents types de marches assistées par SEF ont été présentés pour améliorer les déplacements, la force musculaire et la fonction cardiorespiratoire. Plusieurs douzaines de dispositifs



de SEF ont été mis au point et expérimentés au cours de ses 45 dernières années et beaucoup ont été commercialisés et rendus disponibles pour une utilisation quotidienne à domicile et dans les lieux publics. Certaines applications sont spécifiquement conçues pour un usage thérapeutique dans le cadre d'un programme clinique alors que d'autres sont utilisées en tant qu'appareillage permanent.

## 2.2. *Bref historique de la marche assistée par SEF*

Les premières applications de la SEF ont été conçues pour restaurer la fonction des membres inférieurs chez des patients ayant présenté un accident vasculaire cérébral ou un traumatisme de la moelle épinière. En 1960, Kantrowitz montrait la possibilité de mettre debout un paraplégique en appliquant en continu une SEF aux quadriceps et aux grands fessiers chez un patient présentant une lésion complète de la moelle épinière [18]. La stimulation de ces groupes musculaires entraînait une extension complète des membres inférieurs et permettait une marche similaire à celle obtenue avec de longues attelles. À peu près à la même époque, Liberson et al. développèrent un dispositif de SEF simple pour corriger la chute du pied, symptôme fréquent chez l'hémiplégique caractérisé par un défaut de flexion dorsale durant la phase oscillante du pas, ce qui entraîne des cycles de marche raccourcis et des pieds trainants [22]. L'appareil de Liberson, qui a le mérite d'être le premier appareil de SEF à recevoir une autorisation de mise sur le marché, consistait en un boîtier fournisseur d'énergie porté à la ceinture, deux électrodes de surface placées de façon à stimuler le nerf fibulaire commun et un interrupteur placé sous le talon. La stimulation était activée quand le talon perdait contact avec le sol et était coupée quand le talon le touchait à nouveau. La plupart des appareils de marche assistée par stimulation électrique utilisés de nos jours reprennent une des deux techniques mises au point par Kantrowitz et Liberson voici presque 50 ans.

Plusieurs avancées technologiques ont été réalisées dans les décennies qui suivirent, ce qui a permis un contrôle de la marche plus sophistiqué. Avec le développement des microprocesseurs, les appareils de SEF devinrent plus faciles à embarquer et plus adaptables. Les microprocesseurs ont permis également le développement de stimulateurs multicanaux, délivrant des signaux différenciés à plusieurs sites de stimulation. Ces stimulateurs multicanaux sont capables de commander des mouvements complexes et coordonnés des membres inférieurs. L'un de ces systèmes était le stimulateur à six canaux développé par l'université de Ljubljana en Slovénie [34]. Cet appareil synchronisait la stimulation d'au maximum six groupes musculaires différents pour produire un schéma de marche chez des patients atteints d'une paraplégie complète.

Une autre avancée technologique importante a été le développement d'électrodes percutanées et sous-cutanées. Les électrodes percutanées se présentent sous la forme de longues aiguilles qui sont insérées à travers la peau dans le tissu musculaire. Elles sont implantées temporairement et enlevées lorsque l'activité recherchée est terminée. Comparées aux techniques d'électrostimulation de surface, les électrodes

percutanées améliorent la précision de stimulation d'un muscle donné, permettant d'accéder à des muscles plus profonds ; par ailleurs, elles consomment moins d'énergie électrique. Les électrodes sous-cutanées sont implantées chirurgicalement dans le muscle ou le nerf. Ces électrodes font partie d'un système totalement implanté qui inclut une source d'énergie, un microprocesseur et une bobine pour communiquer sans fil avec des composants situés à l'extérieur du corps.

## 2.3. *La marche assistée par SEF chez le paraplégique*

Dans les années 1980, Kralj et al. décrivent la technique de base pour obtenir des pas chez un paraplégique en utilisant l'électrostimulation de surface [20,21]. Kralj utilise quatre canaux de stimulation. Les électrodes cutanées sont placées sur le quadriceps et les nerfs fibulaires. L'utilisateur commande l'appareil de stimulation par deux boutons poussoirs attachés aux poignées droite et gauche d'un déambulateur, de cannes ou de béquilles. Lorsque l'appareil de stimulation est activé, les deux quadriceps sont stimulés. Le bouton gauche initie une phase oscillante du membre inférieur gauche en interrompant brièvement la stimulation du quadriceps gauche et en stimulant le nerf fibulaire gauche. Cette stimulation appliquée soudainement cherche à déclencher le réflexe de triple retrait, associant à la flexion dorsale de cheville une flexion de hanche et de genou. Après un temps déterminé, la stimulation du nerf fibulaire est arrêtée et la stimulation du quadriceps est reprise. De la même façon, le bouton droit déclenche la phase oscillante du membre inférieur droit. Kralj et al. ont appliqué ce système avec succès à plusieurs douzaines de traumatisés médullaires.

La technique élémentaire de Kralj est encore l'une des plus répandues à l'heure actuelle [5,10]. Elle est utilisée, par exemple, dans le Parastep-I<sup>®</sup> [14]. C'est l'unique appareil SEF destiné à la marche qui a été approuvé par la Food and Drug Administration des États-Unis. Il s'agit d'un appareil d'électrostimulation destiné à être utilisé par les personnes présentant une paraplégie complète ou incomplète chaque fois qu'ils désirent marcher. Il comprend un déambulateur à deux roues et une orthèse de releveur pour contenir la raideur de la cheville. Le Parastep-I<sup>®</sup> est commercialisé. Plus de 600 personnes l'ont utilisé avec succès. Un inconvénient majeur de ce système est qu'il repose sur le déclenchement du réflexe de triple retrait qui est variable et susceptible de s'atténuer par accoutumance.

Des systèmes multicanaux plus complexes ont été développés pour améliorer la spécificité de la stimulation musculaire et le contrôle du pas chez le paraplégique [19]. Les progrès ont également été réalisés dans le contrôle automatique de la marche assistée par SEF [30], cependant, la commande externe déclenchée manuellement demeure un système pratique, le plus apprécié des utilisateurs [27]. Dans toutes ses formes, la marche du paraplégique assistée par SEF a tendance à être lente et maladroitement, avec un aspect peu naturel et elle demande une grande dépense d'énergie à l'utilisateur [33]. Ce coût énergétique élevé est une des limites majeures des neuroprothèses en tant que système d'assistance permanente. En revanche, lorsque la marche assistée par SEF est utilisée comme moyen d'exercice, le faible rendement énergétique est

plutôt un effet positif puisque l'on recherche un effort substantiel de l'utilisateur lorsqu'il marche avec le dispositif [23].

Une des limites majeures du système de marche assistée par SEF reposant sur la stimulation de surface est que les fléchisseurs de hanche ne peuvent pas être directement stimulés. La flexion de hanche pendant la marche doit donc être volontaire, ce qui est souvent impossible chez le paraplégique, ou entrer dans le cadre d'un réflexe de triple retrait (déclenché par la stimulation du nerf fibulaire).

#### 2.4. *Les systèmes totalement implantés*

Les systèmes totalement implantés offrent plusieurs avantages pour un usage à long terme par rapport aux dispositifs avec électrodes de surface ou percutanées, notamment en matière d'acceptabilité, de cosmétique et de capacité à stimuler des muscles profonds tels les fléchisseurs de hanche [15]. Ils fournissent une sélectivité plus fine des muscles stimulés et donc un schéma de marche plus naturel. Deux systèmes de ce type sont Praxis FES et le système proposé par Kobetic, qui utilisent respectivement 24 et 32 électrodes [17,19]. Le système Praxis24 permet aussi une vidange de la vessie. Il faut souligner que ces systèmes ont été seulement implantés sur un petit nombre de paraplégiques complets. Ils ont été présentés comme pouvant déclencher une marche pendulaire, comme celle obtenue avec les grands appareils de marche et non pas une marche alternée.

#### 2.5. *Les stimulateurs de releveurs du pied*

Les stimulateurs de releveurs sont une catégorie spéciale de dispositifs de SEF destinés à corriger les problèmes de pied tombant dus au manque de flexion dorsale active de la cheville par faiblesse du muscle tibial antérieur. La plupart de ces stimulateurs sont simples, monocanaux. Ils sont conçus pour un usage quotidien, comme l'invention de Liberson en 1961. Ils sont majoritairement appliqués aux personnes présentant une hémiplégié par accident vasculaire cérébral mais peuvent être utilisés de façon bilatérale par des personnes paraplégiques.

La plupart de ces appareils appliquent la stimulation au nerf fibulaire responsable de la contraction des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville (tibial antérieur, long extenseur de l'hallux, etc...). Ils peuvent aussi déclencher le réflexe de retrait, ce qui en l'occurrence peut être un effet indésirable. Ce réflexe de triple retrait survient naturellement quand une sensation douloureuse est brutalement appliquée à la plante du pied. Il a pour effet une flexion de la hanche, du genou et de la cheville du membre atteint avec une extension du membre controlatéral comme pour éloigner le pied du stimulus douloureux aussi vite que possible.

Certains stimulateurs des releveurs du pied ont été commercialisés, par exemple le Mikro FES (Joseph-Stephan Institute, Ljubljana, Slovénie) et l'Odstock Dropped Foot Stimulator [36]. Avec ce dernier dispositif, on a pu prouver une augmentation significative de la vitesse de marche et de son efficacité et, en post-AVC, on a constaté un effet rémanent avec

une amélioration de la vitesse et de l'efficacité de la marche une fois le stimulateur enlevé [35]. D'autres études n'ont pas rapporté d'effet rémanent après stimulation [13]. Les utilisateurs du dispositif d'Odstock en étaient généralement satisfaits. Cependant, ils considéraient dans leur quasi-totalité que l'utilisation d'électrodes de surface était un problème et les deux tiers d'entre eux auraient été intéressés par un système implantable [37]. Le BIONic WalkAide est une nouvelle génération de stimulateurs de releveurs qui utilise un microstimulateur implantable, apportant une meilleure sélectivité de l'activation musculaire [42].

Le premier stimulateur de releveurs implantable a été développé par le Rancho Los Amigos Medical Center et Medtronic, Inc. [41]. Les composants implantés chirurgicalement étaient un récepteur radio, un générateur de train d'impulsions et une électrode bipolaire implantée à proximité du nerf fibulaire. L'unité externe portée à la ceinture délivrait l'énergie par l'intermédiaire de la bobine du récepteur radio et recevait ses commandes de déclenchement par un interrupteur plantaire sans fils. Mis à part quelques problèmes de migrations d'électrodes et de sepsis, l'application clinique du dispositif fut considérée comme un succès. Depuis, des systèmes plus fiables et plus faciles à implanter ont été mis au point, comme le Neurostep [16] et l'ActiGait [4], mais ils ne sont pas encore disponibles sur le marché. L'ActiGait utilise des acquisitions à partir d'une électrode implantée autour du nerf sural qui est le nerf responsable de l'innervation de la plante du pied. Ce système est unique car il ne nécessite aucun capteur externe.

La détection du pas est une clé du succès pour un stimulateur de releveurs, comme d'ailleurs pour n'importe quel dispositif de SEF appliqué à la marche. Les périodes de stimulation doivent être correctement synchronisées avec les événements cinématiques du pas tels la phase oscillante ou la phase d'appui. La plupart des stimulateurs de releveurs modernes utilisent un contact au talon du côté atteint pour la détection des phases d'appui. Burrige et al. [4] ont tenté d'utiliser un interrupteur au talon sur la jambe intacte mais ont trouvé cette méthode moins bonne sauf lorsque le patient est incapable d'avoir un appui régulier du talon sur le sol du côté atteint. Vodovnik était l'un des premiers à expérimenter le dispositif avec un déclenchement manuel et des capteurs électromyographiques [40]. Les autres alternatives au déclenchement par le talon sont un interrupteur talon-orteils [35], une rangée de quatre accélérateurs à simple axe placée sur la jambe [44], un capteur d'inclinaison fixé sur la jambe [6], l'électroneurographie [32] et une semelle équipée d'une rangée de dynamomètres à résistance et d'un gyroscope [24]. La fiabilité de ces capteurs est très discutée. Des systèmes de contrôle robustes sont nécessaires pour interpréter des signaux imparfaits à partir des capteurs sensés analyser des phases de la marche. Actuellement, c'est le capteur proposé par Pappas et al. qui a montré la plus grande précision et la plus grande fiabilité lors de tests en milieu ordinaire de vie [24].

#### 2.6. *Les systèmes d'orthèses hybrides*

Les systèmes qui combinent une SEF et des orthèses mécaniques sont appelés des orthèses hybrides. Un exemple est

le Parastep-I qui inclut une paire d'orthèses des releveurs pour prévenir la chute des pieds. D'un point de vue biomécanique, le but des orthèses est d'améliorer la stabilité en réduisant le nombre de degrés de liberté du corps. La marche normale est un mouvement complexe impliquant 22 degrés de liberté dans le bassin et les membres inférieurs. Les orthèses hybrides cherchent à réduire ce nombre, à compenser la faiblesse de certains groupes musculaires pendant que la stimulation est appliquée à des muscles qui agissent sur les degrés de liberté restant. Les orthèses hybrides ont été créées en combinant la SEF à des orthèses existantes comme le Reciprocating Gait Orthosis (RGO) et le MLKAFO, système d'orthèses genou-pied-cheville reliées sur le versant médial du membre inférieur. Ces deux orthèses réduisent le nombre de degrés de liberté du bassin et des membres inférieurs à sept. Ils contrôlent l'instabilité pelvienne fréquente chez les blessés médullaires [30].

Les orthèses hybrides peuvent être efficaces pour des patients présentant des problèmes orthopédiques qui peuvent contre-indiquer la prescription d'orthèse conventionnelle ou d'une SEF isolée [31]. Certaines orthèses hybrides ont montré qu'elles augmentaient la vitesse de marche, la longueur et la cadence du pas lorsqu'elles étaient comparées à une SEF isolée [9]. Ces systèmes hybrides sont utilisés dans un petit nombre de laboratoires et d'établissements sanitaires à travers le monde. Il leur reste à obtenir une adhésion plus large de la part des cliniciens et des usagers.

### 2.7. Applications thérapeutiques

Depuis ces 30 dernières années, de nombreux travaux ont fait état des effets positifs de la marche assistée par SEF en cas de paraplégie incomplète [38]. Dans ce contexte, la SEF concerne les membres inférieurs, habituellement par le biais d'électrodes de surface, et est réglée à une intensité sous-maximale. Pendant la marche, les contractions induites par la SEF sont superposées à la contraction volontaire du patient, augmentant la force musculaire, les amplitudes articulaires et la capacité de mise en charge des membres inférieurs. Les principaux programmes thérapeutiques de marche assistée par SEF comprennent trois à cinq séances hebdomadaires d'une heure pendant au moins quatre semaines. Selon les cas, ces programmes se passent à domicile ou dans un établissement de soins. Souvent, la marche se fait sur un tapis roulant, avec un harnais de sécurité.

Il a été démontré que, dans ses multiples formes, la marche assistée par SEF pouvait réduire la spasticité [26], augmenter la densité minérale osseuse [12], augmenter la force musculaire volontaire [26] et la coordination [25]. Il semble même de plus en plus évident que la pratique régulière de la SEF par des personnes présentant des affections neurologiques variées puisse conduire à une récupération de la commande musculaire et qu'elle améliore la fonction même après l'ablation du stimulateur [10,1]. Un effet rémanent en termes de vitesse de marche a été démontré dans une grande population de paraplégiques incomplets qui utilisaient des neuroprothèses de divers types pour la marche [8].

Il existe des arguments de plus en plus forts pour penser qu'un traitement locomoteur guidé peut aider le système nerveux central endommagé à s'adapter et à former de nouveaux circuits neuronaux pour assumer des tâches volontaires. Chez les humains, il y a des preuves que la moelle épinière lésée continue à avoir une grande capacité de plasticité même plusieurs années après l'accident initial [43]. Il a été démontré que la stimulation électrique externe influençait la plasticité neuronale [2]. On a même émis comme hypothèse que les motoneurons de la moelle épinière pouvaient modifier leur organisation synaptique pour restaurer les voies de conduction après une lésion incomplète [7]. Lorsque la stimulation électrique de l'axone moteur coïncide avec l'effort musculaire volontaire, cela favoriserait l'induction dans le système nerveux central de processus de récupération. Ce mécanisme pourrait entrer en compte dans les améliorations de la marche observées dans plusieurs études récentes sur l'efficacité de la SEF dans les paraplégies incomplètes [28,29]. La marche assistée par SEF apporte également une amélioration fonctionnelle chez l'enfant spastique par paralysie cérébrale [39]. Chez l'hémiplégique par AVC, la marche assistée par SEF a connu quelques succès, mais les preuves de son efficacité sont encore limitées [28].

### 2.8. Limites de la SEF

La marche assistée par SEF a bénéficié de nombreux progrès technologiques ces dernières dizaines d'années, incluant la stimulation multicanaux, les électrodes implantables, les capteurs et les systèmes de contrôle sophistiqués. Cependant, elle est encore largement perçue comme une procédure expérimentale dont l'efficacité n'a pas été démontrée sur une population de patients suffisamment grande. Son efficacité est très dépendante des caractéristiques individuelles du patient, par exemple les personnes ayant un muscle dénervé par atteinte nerveuse périphérique ne peuvent bénéficier de la SEF.

Une des principales limites de la SEF est qu'elle entraîne une fatigue musculaire rapide. Cela est dû au recrutement asynchrone des fibres musculaires et la fatigue limite grandement la durée maximale de marche assistée par SEF. Très souvent, lorsque la force musculaire volontaire est basse et qu'une haute intensité de stimulation doit être appliquée, la fatigue musculaire est apparente après une minute de stimulation. Les muscles peuvent être trop épuisés pour générer des pas quelques minutes plus tard. Une variation aléatoire des paramètres de stimulation a été recommandée pour réduire la fatigue induite par la SEF, mais son efficacité n'est pas prouvée [11].

### 2.9. Conclusion

La SEF est un des moyens les plus efficaces d'améliorer la marche des personnes atteintes d'accident vasculaire cérébral ou de traumatisme médullaire. Les systèmes implantés comme les systèmes de surface ont démontré leur efficacité. Aujourd'hui, le mode d'utilisation le plus prometteur de la SEF est la marche assistée dans un but thérapeutique et les meilleurs candidats de ce traitement sont les personnes atteintes



d'accident vasculaire cérébral ou de paraplégie incomplète. Différentes modalités de SEF thérapeutiques ont été proposées et, pour beaucoup d'entre elles, on trouve dans la littérature la preuve de leur efficacité. Les résultats positifs ont été également rapportés pour les systèmes implantés ou les systèmes de surface utilisés comme une orthèse permanente. Malgré l'efficacité démontrée dans de nombreuses études, un nombre limité de patients utilise ces dispositifs à la maison ou dans les établissements de soins. Nous pensons que des améliorations techniques, l'éducation du patient et une rééducation intensive et spécifique pour permettre au patient d'utiliser l'appareil de façon optimale auront un rôle clé pour que cette technique atteigne son plein potentiel.

En résumé, la marche assistée par SEF demeure l'une des techniques de rééducation les plus prometteuses pour restaurer la marche chez les hémiplegiques et les paraplégiques. Nous sommes convaincus qu'à l'avenir la marche assistée par SEF fera partie intégrante des protocoles de rééducation dans ces pathologies.

## References

- [1] Bajd T, Kralj A, Stefancic M, Lavrac N. Use of functional electrical stimulation in the lower extremities of incomplete spinal cord injured patients. *Artif Organs* 1999;23:403–9.
- [2] Barbeau H, McCrear DA, O'Donovan MJ, Rossignol S, Grill WM, Lemay MA. Tapping into spinal circuits to restore motor function. *Brain Res* 1999;30:27–51.
- [3] Bogey R, Hornby GT. Gait training strategies utilized in poststroke rehabilitation: are we really making a difference? *Top Stroke Rehabil* 2007;14:1–8.
- [4] Burridge JH, Haugland M, Larsen B, Pickering RM, Svaneborg N, Iversen HK, et al. Phase II trial to evaluate the ActiGait implanted drop-foot stimulator in established hemiplegia. *J Rehabil Med* 2007;39:212–8.
- [5] Cikajlo I, Matjajic Z, Bajd T. Development of a gait re-education system in incomplete spinal cord injury. *J Rehabil Med* 2003 Sep;35:213–6.
- [6] Dai R, Stein RB, Andrews BJ, James KB, Wieler M. Application of tilt sensors in functional electrical stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996;4:63–72.
- [7] Daly JJ, Marsolais EB, Mendell LM, Rymer WZ, Stefanovska A, Wolpaw JR, et al. Therapeutic neural effects of electrical stimulation. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1996;4:218–30.
- [8] Donaldson N, Perkins TA, Fitzwater R, Wood DE, Middleton F. FES cycling may promote recovery of leg function after incomplete spinal cord injury. *Spinal Cord* 2000;38:680–2.
- [9] Ferguson KA, Polando G, Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Walking with a hybrid orthosis system. *Spinal Cord* 1999;37:800–4.
- [10] Field-Fote EC, Tepavac D. Improved intralimb coordination in people with incomplete spinal cord injury following training with body weight support and electrical stimulation. *Phys Ther* 2002;82:707–15.
- [11] Graham GM, Thrasher TA, Popovic MR. The effect of random modulation of functional electrical stimulation parameters on muscle fatigue. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2006;14:38–45.
- [12] Granat MH, Ferguson AC, Andrews BJ, Delargy M. The role of functional electrical stimulation in the rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury—observed benefits during gait studies. *Paraplegia* 1993;31:207–15.
- [13] Granat MH, Maxwell DJ, Ferguson AC, Lees KR, Barbenel JC. Peroneal stimulator; evaluation for the correction of spastic drop foot in hemiplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77:19–24.
- [14] Graupe D, Kohn KH. Transcutaneous functional neuromuscular stimulation of certain traumatic complete thoracic paraplegics for independent short-distance ambulation. *Neurol Res* 1997;19:323–33.
- [15] Hardin E, Kobetic R, Murray L, Corado-Ahmed M, Pinault G, Sakai J, et al. Walking after incomplete spinal cord injury using an implanted FES system: A case report. *J Rehabil R D* 2007;44:333–46.
- [16] Hoffer JA, Baru M, Bedard S, Calderon E, Desmoulin G, Dhawan P, et al. Initial results with fully implanted Neurostep FES system for foot drop. 10th Annual Conference of the International Functional Electrical Stimulation Society; July 2005; Montreal, Canada; p. 53–5.
- [17] Johnston TE, Betz RR, Smith BT, Benda BJ, Mulcahey MJ, Davis R, et al. Implantable FES system for upright mobility and bladder and bowel function for individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2005;43:713–23.
- [18] Kantrowitz A. A Report of the Maimonides Hospital. *Electronic Physiologic Aids*. New York: Brooklyn; 1960.
- [19] Kobetic R, Triolo RJ, Marsolais EB. Muscle selection and walking performance of multichannel FES systems for ambulation in paraplegia. *IEEE Trans Rehabil Eng* 1997;5:23–9.
- [20] Kralj A, Bajd T, Turk R, Krajnik J, Benko H. Gait restoration in paraplegic patients: a feasibility demonstration using multichannel surface electrode FES. *J Rehabil R D/Veterans Adm Dept of Med Sur Rehabil R&D Serv* 1983;20:3–20.
- [21] Kralj A, Bajd T, Turk R. Enhancement of gait restoration in spinal injured patients by functional electrical stimulation. *Clinical Orthop* 1988;233:34–43.
- [22] Liberson WT, Holmquest HJ, Scot D, Dow M. Functional electrotherapy: stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients. *Arch Phys Med Rehabil* 1961;42:101–5.
- [23] Miyatani M, Kawashima N, Masani K, Thrasher TA, Popovic MR. Oxygen uptake during FES treadmill walking: Case study. 12th Annual International Functional Electrical Stimulation Society; 2007; p. 34–6.
- [24] Pappas IP, Popovic MR, Keller T, Dietz V, Morari M. A reliable gait phase detection system. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001;9:113–25.
- [25] Petrofsky JS, Phillips CA. The use of functional electrical stimulation for rehabilitation of spinal cord injured patients. *Cent Nerv Syst Trauma* 1984;1:57–74.
- [26] Popovic MR, Keller T, Pappas IP, Dietz V, Morari M. Surface-stimulation technology for grasping and walking neuroprosthesis. *IEEE Eng Med Biol Mag* 2001;20:82–93.
- [27] Popovic D, Radulovic M, Schwirtlich L, Jaukovic N. Automatic vs hand-controlled walking of paraplegics. *Med Eng Phys* 2003;25:63–73.
- [28] Postans NJ, Hasler JP, Granat MH, Maxwell DJ. Functional electric stimulation to augment partial weight-bearing supported treadmill training for patients with acute incomplete spinal cord injury: A pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2004;85:604–10.
- [29] Rushton DN. Functional electrical stimulation and rehabilitation—an hypothesis. *Med Eng Phys* 2003;25:75–8.
- [30] Sepulveda F, Granat MH, Cliquet Jr A. Gait restoration in a spinal cord injured subject via neuromuscular electrical stimulation controlled by an artificial neural network. *Int J Artif Organs* 1998;21:49–62.
- [31] Shimada Y, Hatakeyama K, Minato T, Matsunaga T, Sato M, Chida S, et al. Hybrid functional electrical stimulation with medial linkage knee-ankle-foot orthoses in complete paraplegics. *Tohoku J Exp Med* 2006;209:117–23.
- [32] Sinkjaer T, Haugland M, Inmann A, Hansen M, Nielsen KD. Biopotentials as command and feedback signals in functional electrical stimulation systems. *Med Eng Phys* 2003;25:29–40.
- [33] Spadone R, Merati G, Bertocchi E, Mevio E, Veicsteinas A, Pedotti A, et al. Energy consumption of locomotion with orthosis versus Parastep-assisted gait: a single case study. *Spinal Cord* 2003;41:97–104.
- [34] Strojnik P, Kralj A, Ursic I. Programmed six-channel electrical stimulator for complex stimulation of leg muscles during walking. *IEEE Trans Biomed Eng* 1979;26:112–6.
- [35] Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, Lamb A, Wood DE, Norton JA, et al. Patients' perceptions of the Odstock Dropped Foot Stimulator (ODFS). *Clin Rehabil* 1999;13:439–46.
- [36] Taylor PN, Burridge JH, Dunkerley AL, Wood DE, Norton JA, Singleton C, et al. Clinical use of the Odstock dropped foot stimulator: its effect on the speed and effort of walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:1577–83.
- [37] Taylor PN, Mann G, Wood DE, Hobby J. Pilot study to evaluate the safety and efficacy of an implanted dropped foot stimulator. *International*

- Functional Electrical Stimulation Society (IFESS) Conference. Maroochydore, Australia 2003.
- [38] To CS, Kirsch RF, Kobetic R, Triolo RJ. Simulation of a functional neuromuscular stimulation powered mechanical gait orthosis with coordinated joint locking. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005;13:227–35.
- [39] Thrasher TA, Flett HM, Popovic MR. Gait training regimen for incomplete spinal cord injury using functional electrical stimulation. *Spinal Cord* 2006;44:357–61.
- [40] Vodovnik L, Long 2nd C, Reswick JB, Lippay A, Starbuck D. Myoelectric control of paralyzed muscles. *IEEE Trans Biomed Eng* 1965;12:169–72.
- [41] Waters RL, McNeal D, Perry J. Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve. *J Bone Joint Surg* 1975;57:1047–54.
- [42] Weber DJ, Stein RB, Chan KM, Loeb G, Richmond F, Rolf R, et al. BIONic WalkAide for correcting foot drop. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2005;13:242–6.
- [43] Wieler M, Stein RB, Ladouceur M, Whittaker M, Smith AW, Naaman S, et al. Multicenter evaluation of electrical stimulation systems for walking. *Arch Phys Med Rehabil* 1999;80:495–500.
- [44] Willemsen AT, Bloemhof F, Boom HB. Automatic stance-swing phase detection from accelerometer data for peroneal nerve stimulation. *IEEE Trans Biomed Eng* 1990;37:1201–8.