

Zeitschrift: Bulletin des Schweizerischen Elektrotechnischen Vereins, des Verbandes Schweizerischer Elektrizitätsunternehmen = Bulletin de l'Association Suisse des Electriciens, de l'Association des Entreprises électriques suisses

Band: 90 (1999)

Heft: 3

Artikel: Funktionelle Elektrostimulation : Anwendungen auf der Erde und im Weltraum

Autor: Bijak, Manfred / Mayr, Winfried

DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-901911>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. [Siehe Rechtliche Hinweise.](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. [Voir Informations légales.](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. [See Legal notice.](#)

Download PDF: 10.11.2024

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

Funktionelle Elektrostimulation

Anwendungen auf der Erde und im Weltraum

Unter den Begriff der Elektrostimulation fallen in der Medizin alle Anwendungen des elektrischen Stroms zu therapeutischen oder diagnostischen Zwecken. Ein Teilbereich dieser Disziplin, die sogenannte funktionelle Elektrostimulation (FES), versucht ganz oder teilweise verlorene Organfunktionen des Körpers durch elektrische Reize zu reaktivieren oder zu unterstützen. Der vorliegende Artikel gibt eine Übersicht über die heutigen Einsatzgebiete der FES, geht näher auf die Stimulation der Beine bei Querschnittlähmung ein und stellt das jüngste Anwendungsgebiet, Muskeltraining in der Schwerelosigkeit, vor.

Geschichtlicher Überblick

Die Wurzeln der Elektrostimulation reichen bis in das Jahr 420 vor Christus zurück. Von Hippokrates wird berichtet, dass er Asthmakranke mit elektrischen Schlägen des Torpedofisches behandelte. 46 nach Christus beschrieb der römische Arzt Scribonius Largus in seinen «Compositiones medicae» ein ähnliches Verfahren zur Behandlung von Kopf- und Gelenkschmerzen (Gicht).

1791 veröffentlichte Galvani seine legendären physiologischen Experimente, in denen er mit Hilfe der «Berührungselektrizität» Froschmuskeln zur Kontraktion brachte. Damit legte er den wissenschaftlichen Grundstein für den funktionellen Einsatz der Elektrizität in der Medizin. Mit Galvanis Arbeiten und der Erfindung des ersten rotierenden Generators, der elektromagnetischen Maschine Wed, durch Michael Faraday war die Elektrotherapie geboren. Rasche Weiterentwicklungen in diesem neuen Fachgebiet im 19. Jahrhundert und die Entdeckung, dass mit einer Folge von elektrischen Impulsen ein Muskel aktiviert (kontrahiert) werden kann, führten

zur Etablierung der «Elektrogymnastik». In den folgenden Jahrzehnten wurde die Elektrostimulation bei verschiedenen Indikationen in der Medizin eingesetzt, wobei Erfolg und Ansehen dieser Methode in der Geschichte einen eher wellenförmigen Verlauf nahmen.

Obwohl das Prinzip, Muskelkontraktionen durch elektrische Stimulationen auszulösen, schon lange bekannt war, bedurfte es der Erfindung des Transistors (1948), um die Entwicklung praktisch anwendbarer tragbarer oder implantierbarer Geräte zu ermöglichen. Daher haben die meisten relevanten klinischen Anwendungen ihre Wurzeln in den späten fünfziger und frühen sechziger Jahren, und zwar sowohl die technologisch einfacheren Oberflächenstimulatoren als auch die implantierbaren Systeme. Allerdings hat nur ein Teil seinen Weg in die klinische Routine gefunden, obwohl die Effektivität der Methoden in vielen Studien belegt wurde.

Die neuen Möglichkeiten der Mikroelektronik, der Mikrocomputer-Technologie und nicht zuletzt des Personalcomputers in den achtziger Jahren bilden die Grundlage für eine neue Gerätegeneration, die in absehbarer Zeit die Akzeptanz der FES ganz wesentlich verbessern könnte. Die wichtigsten Bereiche der Elektrostimulation sind zurzeit die Schmerztherapie, die Kräftigung geschwächter Muskulatur nach Unfällen und die orthopädische Rehabilitation.

Anfang der siebziger Jahre entdeckte der Sport die Verwendbarkeit der Elektrostimulation als zusätzliche Trainingsmethode zur Leistungssteigerung und als alternative Trainingsform bei Muskelschwächen nach Verletzungen.

Physiologie

Damit ein Muskel der Anregung durch elektrischen Strom zugänglich ist, muss sowohl der Muskel als auch der den Muskel versorgende Nerv gesund sein. Bei Rückenmarkverletzungen, die zu einer Querschnittlähmung führen, sind im allgemeinen die unterhalb der Verletzungsstelle aus der Wirbelsäule austretenden Nerven intakt; nur die Verbindung zum Gehirn ist unterbrochen. Diese als spastisch gelähmt bezeichneten Muskeln sind im Prinzip einer Behandlung durch die FES zugänglich. Nerven, die im Bereich der Rückenmarkverletzung aus der Wirbelsäule austreten, sind meist zerstört und lösen sich auf – sie degenerieren. Die zugehörige Muskulatur ist «schlaff gelähmt» (denerviert) und galt bis vor kurzem als unzugänglich für Elektrostimulation. Obwohl sich die Medizin hier noch im Forschungsstadium befindet, konnte mittlerweile im Wilhelminenspital in Wien gezeigt werden, dass auch bei schlaff gelähmten Patienten nach einer längeren Trainingszeit ein Aufstehen aus dem Rollstuhl dank FES möglich ist.

Gerätetechnik

Zwei Möglichkeiten, elektrischen Strom an den Zielmuskel heranzubringen, sind derzeit im Einsatz: Oberflächenstimulation und Stimulation durch implantierbare Elektroden und Stimulatoren. In beiden Fällen nehmen Nervenzellen die Aktivierungsreize der Elektroden auf und leiten sie an die entsprechenden Muskeln weiter. Eine Ausnahme bilden lediglich die ersten Systemansätze zur Aktivierung denervierter Muskulatur der unteren Extremitäten. Da hier keine funktionsfähigen Nervenzellen vorhanden sind, muss der Muskeln direkt durch die Elektroden aktiviert werden.

Implantate

Der heutige Standard der Technik für die Reaktivierung komplexer Extremitätenfunktionen ist ein Vielkanalimplantat mit induktiv eingekoppeltem, moduliertem Hochfrequenzträger zur Versorgung und Steuerung des Implantats (Bild 1 a und b). Im Gegensatz zu älteren Implantaten ändern sich bei diesen Geräten die elektrischen Ausgangsparameter nicht, wenn sich die Entfernung von Sen-

Adresse der Autoren

Dr. Manfred Bijak, Dr. Winfried Mayr
Institut für Biomedizinische Technik und
Physik der Universität Wien, AKH 4/L
Währinger Gürtel 18–20, A-1090 Wien
E-Mail m.bijak@btmp.akh-wien.ac.at
w.mayr@btmp.akh-wien.ac.at

der- und Empfängerantenne in gewissen Grenzen ändert (Bild 1c). Die Struktur aller bekannten Vielkanalstimulatoren dieser Generation ist ähnlich (Bild 1d). Sie bestehen aus einem Schwingkreis (Empfangsspule und Kondensator), der auf die Trägerfrequenz abgestimmt ist, einem elektronischen Hybridschaltkreis für das Ableiten der Betriebsspannung aus dem Träger und das Decodieren der Steuerinformation, einer Stromquelle, einer Elektrodenschaltung, um verschiedenste Elektrodenkombinationen und Elektropolaritäten zu ermöglichen,

und Ausgangskapazitäten zur Vermeidung von Gleichstrombelastungen am Elektroden-Gewebe-Übergang. Jeder Stimulationsimpuls wird durch ein Codemuster direkt definiert. Die Vermeidung von Elektrodengleichströmen ist notwendig, um Elektrodokorrosion und Gewebeschädigungen zu verhindern.

Die Lebensdauer dieser Implantate hängt direkt vom hermetischen Schutz der Elektronik ab. Die Einbettung der Teile in Hysol (biokompatibles Epoxy) oder Silikonkautschuk ist üblich, aber kein wirksamer Langzeitschutz in der

sehr korrosiven Körperumgebung. Ein zuverlässiger Schutz für 10 bis 20 Jahre erfordert hermetisches Einschweißen der Elektronik in ein biokompatibles Metallgehäuse, zum Beispiel aus Titan oder Niob, mit Glasdurchführungen für die elektrischen Leitungen oder aber ein Oxidkeramikgehäuse. Um im Fall eines Implantatdefekts den Stimulator austauschen zu können, ohne die Elektroden mitentfernen zu müssen, ist es üblich, Steckverbindungen direkt am Stimulator anzubringen oder in die Elektrodenleitungen einzusetzen.

Die elektrischen Stimulationsparameter (Bild 2), die für die verschiedenen Systeme zur Anwendung kommen, sind erstaunlich unterschiedlich; relativ ähnlich ist lediglich die Impulsfrequenz. In Abhängigkeit des Trainingszustandes, der die Fusionsfrequenz (Mindestfrequenz für eine glatte Muskelkontraktion) beeinflusst, sind Frequenzen zwischen 15 und 30 Hz üblich. Höhere Frequenzen bis zu 70 Hz verbessern die Bewegungsdynamik und die Kontraktionskraft, reduzieren aber ganz wesentlich die Ausdauer des Muskels. Sehr unterschiedlich ist der Umgang mit den Parametern Impulsbreite und Amplitude. Eine Forschergruppe in Cleveland verwendet 20 mA-Constant-Current-(CC) Rechteckimpulse mit einer Rückladephase von $-0,5$ mA und variiert die Pulsbreite zwischen 0 und 255 μ s mit einer Auflösung von 1 μ s. Unsere Gruppe verwendet voreingestellte Impulsweiten zwischen 800 und 1200 μ s und eine variable CC-Amplitude zwischen 0 und 4 mA. In beiden Fällen gewährleistet ein steuerbarer Parameter eine annähernd lineare Steuercharakteristik der Muskelkraft im Bereich zwischen der Schwellintensität und der Sättigungsintensität (maximale Kraft). Die Qualität der praktischen Ergebnisse dieser «Philosophien» ist durchaus vergleichbar. Zum Beispiel verwendet unsere Gruppe bei der Zwerchfellstimulation 1,2 ms Impulsbreite, rund 2 mA Stromstärke und eine Frequenz von 12 bis 20 Hz. Zur Aktivierung der Beine sind ebenfalls 1,2 ms Impulsbreite und 2 bis 3 mA Stromstärke in Verwendung; die Frequenz beträgt 26 Hz, da diese Muskeln «schneller» sind als das Zwerchfell.

Der grösste Vorteil der oben beschriebenen Implantatgeneration ist die Unabhängigkeit von einer begrenzten Batteriekapazität und der direkte Zugriff auf jeden einzelnen Stimulationsimpuls. Ein Nachteil ist dagegen, dass der Patient Steuer- und Versorgungsgeräte mit sich tragen muss und vor jeder Anwendung der Sender an der Hautoberfläche positioniert werden muss. Die neueste

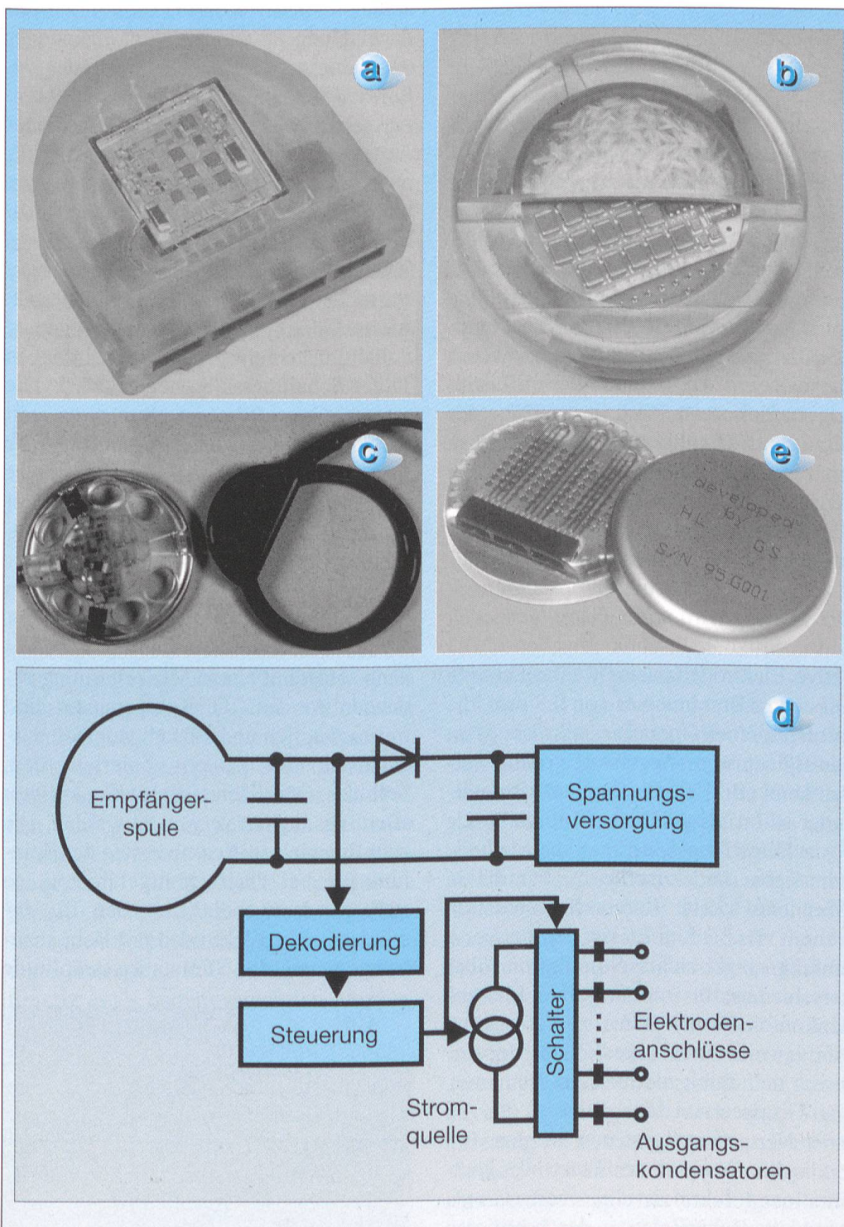


Bild 1 Verschiedene Vielkanalimplantate mit induktiver Einkopplung

- a: 8-Kanal-Implantat (geöffnet, $5 \times 5 \times 1$ cm³), Dünnschichtschaltung, Elektronik im Kovargehäuse, Koppelkondensatoren ausserhalb des Gehäuses
- b: 20-Kanal-Implantat (geöffnet, 6×1 cm²), Dickschichtschaltung, Niobgehäuse, alle elektronischen Komponenten im Gehäuse
- c: Sendespulen zur Energieversorgung und Steuerung der Implantate
- d: Blockschaltbild eines heutigen Vielkanalimplantats
- e: 8-Kanal-Vollimplantat, batteriebetrieben, Titangehäuse ($7 \times 1,5$ cm²), links Oberseite, rechts Unterseite

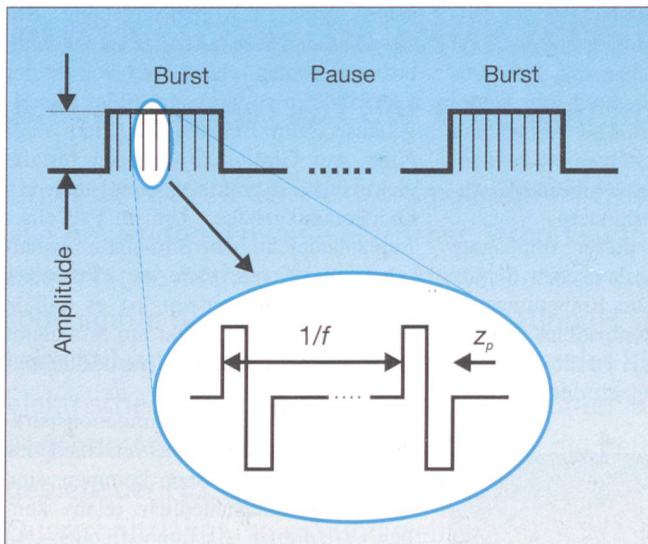


Bild 2
Stimulationsparameter

Eine Abfolge von Rechteckimpulsen (Burst) führt zur Muskelkontraktion, die folgende Pause erlaubt dem Muskel sich zu erholen. Die Stimulationsfrequenz f bestimmt die Kontraktionsform (glatt, ruckartig, schnelle oder langsame Ermüdung), Amplitude und Pulsbreite (t_p) legen die Kontraktionsstärke fest.

Generation von Stimulationsimplantaten, batteriebetriebene Mikrocontroller-gesteuerte Vielkanalimplantate, die über eine induktive Verbindung durch die Haut programmiert werden, ist auf dem besten Weg zur ersten klinischen Anwendung (Bild 1e).

Bei implantierbaren Elektroden sind die Leitermaterialien üblicherweise Platin, Platin-Iridium oder Edelstahl (Stainless Steel 316) in verschiedenen Kombinationen und verschiedener Verarbeitung. Bei diesen Materialien sind mechanische Robustheit und Korrosionsbeständigkeit sowie Biokompatibilität kontrollierbar. Beispielsweise lässt sich für Edelstahl eine Ladungsgrenze von $50 \mu\text{C}/\text{cm}^2$ pro Impuls definieren, die eine Reversibilität der elektrolytischen Prozesse an der Elektrodenoberfläche und damit eine Langzeitbeständigkeit und Langzeitbiokompatibilität gewährleistet. Als Isolationsmaterialien dienen meist Silikonkautschuk und Teflon (PTFE), teilweise auch Polyurethan oder Polyethylen.

Ursprünglich wurden die Elektroden meist in der Form sogenannter Cuff-Elektroden geformt. Das sind Elektroden, die den Nerv umschließen. Mit wenigen Ausnahmen ist dieser Typ heute nicht mehr in Verwendung, da es durch Zug an der Elektrode oder Kompression zwischen Elektrode und Nerv zu zahlreichen Zwischenfällen mit Nervschädigung gekommen ist. Eine neuere, unter Reindraumbedingungen gefertigte Elektrode, die sich spiralförmig um den Nerv legt und elastisch dem Nervendurchmesser anpasst (Spiral Cuff), scheint günstigere Eigenschaften zu besitzen; über erste erfolgreiche Einsätze wird berichtet.

Für direkt am Muskel zu befestigende Elektroden gibt es zwei klinisch bewährte Konstruktionen. Die eine besteht aus

einer Kombination aus Einschraubelektroden und einer wendelförmigen, in den Muskel zu flechtenden Gegenelektrode, wobei beide Elektrodenanteile aus Platin-Iridium bestehen. Der zweite Typ ist eine epimysale Elektrode. Eine kleine Platinscheibe, die einseitig durch eine mit Polyestergewebe verstärkte Silastic-schicht isoliert ist, wird in der Nähe des Motorpoint (Punkt, an dem der Nerv in den Muskel eintritt) an den Muskel genäht.

Die von uns verwendete Elektrode für epineurale Nervstimulation wird aus einem Stück Edelstahllitze angefertigt. Die Leitung wird spiralförmig gewickelt und in Silikonkautschuk eingebettet. Die aktive Elektrode ist eine kleine Schleife mit einem Durchmesser von 0,8 mm, die mit Hilfe eines Operationsmikroskops an das Epineurium (Nervhaut) genäht werden kann (Bild 3). Die Implantationsprozedur ist im Vergleich zur Cuff-Elektrode etwas langwieriger, dafür ist die Methode sehr sicher und zuverlässig. Für die in Wien entwickelte Karussell-Stimulation werden vier bis fünf Elektroden am Nervenumfang angebracht; Stimulation über verschiedene bi- und tripolare Elektrodenkombinationen führt zur Anregung von jeweils unterschiedlichen Nervenfasern und damit motorischen Einheiten, also Gruppen von Muskelfasern, die von einer Nervenfasern gesteuert werden. Ein zyklischer Wechsel der Elektrodenkombinationen führt zu einer verbesserten Aktivitäts-Ruhe-Relation der beteiligten Muskelfasern und damit zu einer verbesserten Ermüdungsresistenz des gesamten Muskels. Auf der anderen Seite erlaubt die Anwendung der Karussellmethode auch eine gewisse Selektivität, das heisst das gezielte Ansprechen gewisser Muskelareale durch eine passende Elektro-

denkombination. Um die Verlegung einer erhöhten Anzahl von Elektrodenleitungen im Körper zu erleichtern, werden bis zu fünf wendelförmige Drähte in eine Leitung zusammengefasst.

Oberflächenstimulatoren

Im Gegensatz zu den implantierbaren Systemen befinden sich hier die Elektroden wie auch die Stimulatoren ausserhalb des Körpers. Die Aktivierung des Muskels erfolgt über zwei auf der Haut angebrachte Stimulationselektroden. Ein flexibles Kabel verbindet diese mit dem akkubetriebenen Stimulator, der je nach Anwendung mit ein bis vier voneinander unabhängigen Kanälen ausgestattet ist. Es werden sowohl Geräte mit konstantem Ausgangsstrom als auch mit konstanter Ausgangsspannung verwendet, die biphasische, rechteckige Impulse abgeben, wobei die Amplitude im Bereich von 0 bis 80 V, die Impulsbreite im Bereich von $200 \mu\text{s}$ bis 2 ms und die Impulsfrequenz zwischen etwa 10 und 70 Hz wählbar ist. Ältere Geräte verwenden meist diskrete Schaltungstechnik, die von einfachen Timer-Schaltungen gesteuert wird. Die neuere Generation ist durchwegs mit Mikroprozessoren ausgestattet, die eine Verbindung mit einem Personalcomputer erlauben und über genügend Speicher verfügen, um auch komplexe Stimulationssequenzen abarbeiten zu können.

Der Vorteil der Oberflächenstimulation liegt in ihrer schnellen Verfügbarkeit. Nach dem Aufkleben der Elektroden kann sofort mit einem Muskeltraining begonnen werden; die Komponenten sind frei zugänglich und können jederzeit ausgetauscht und neu positioniert werden. Soll das Oberflächenstimulationssystem allerdings täglich verwendet werden, wie zum Beispiel zur Reaktivierung der Bein-funktion bei Querschnittgelähmten, so stellt die Notwendigkeit, jeden Tag zumindest sechs Elektroden pro Bein anzubringen und die Stimulationsamplitude

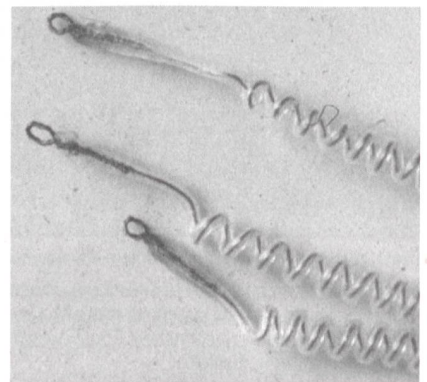


Bild 3 Epineurale Elektrode aus Edelstahl (Stainless steel 316), Durchmesser etwa 0,8 mm

anzupassen, doch eine Beschränkung dar. Ausserdem ist man aus praktischen Gründen gezwungen, nur wenige Kanäle zu nutzen, weshalb die Auslösung feiner Bewegungsabläufe nicht möglich ist. Ähnlich problematisch ist das Fehlen der Möglichkeit, selektiv zu stimulieren, denn einerseits werden fast immer benachbarte Muskeln mitaktiviert und andererseits ist es gänzlich unmöglich, tiefergelegene Muskeln zu erreichen, ohne dabei Muskeln in Hautnähe zu erregen.

Als Oberflächenelektroden gelangen noch immer die aus der Elektrotherapie bekannten Bleielektroden sowie Leitkunststoff-Elektroden auf Silikon-, Neopren- oder Polyurethanbasis zur Anwendung; als Kontaktmedien dienen wassergetränkte Schwammtücher oder Elektrodengel. Eine nützliche Entwicklung der jüngeren Vergangenheit sind die selbstklebenden und flexiblen Hydrogel-Elektroden, die kein zusätzliches Kontaktmittel benötigen. Diese Elektroden erleichtern die Handhabung ganz wesentlich, sind auch auf Dauer hautverträglich und bei entsprechender Pflege monatelang benutzbar.

Anwendungen

Herzschrittmacher

Paul M. Zoll konnte 1952 mittels an der Körperoberfläche angebrachter Elektroden den Herzschlag eines Patienten durch Schrittmacherimpulse über 20 Minuten aufrechterhalten. Sechs Jahre später gelang Furman und Schwedel der erste Langzeiteinsatz (96 Tage) eines Herzschrittmachers. Eine Elektrode wurde durch die Haut zum Stimulator geführt, der so gross war, dass er nur auf einem Rolltisch Platz fand. Noch im selben Jahr wurde in Schweden der erste vollimplantierbare Herzschrittmacher eingesetzt. Telemetrisch nachladbare Nickel-Cadmium-Akkus versorgten diesen ersten Schrittmacher mit der notwendigen Energie. 1960 erfolgte der erste Einsatz eines batterieversorgten, implantierbaren Herzschrittmachers. Heutige Herzschrittmacher sind nur wenige Zentimeter gross und haben eine Lebensdauer von vielen Jahren. Weltweit erfolgt etwa alle fünf Minuten eine Implantation; die Gesamtzahl der Einsätze liegt bei weit über einer Million.

Cochlear-Implantate

Implantate für die Stimulation des Gehörnervs von tauben Personen liegen, was die Anzahl der Implantationen betrifft, an zweiter Stelle. Der erste Prototyp wurde von House und Urban in Los Angeles 1970 implantiert; das erste

Mehrkanalsystem war ein 8-Kanal-Implantat der Gruppe Hochmair in Wien, 1977. Bis heute wurden mehr als 10 000 Implantationen von etwa 30 unterschiedlichen Systemen durchgeführt.

Seh-Prothesen, Stimulation der Netzhaut

Weltweit beschäftigen sich einige Zentren mit der Wiederherstellung der Sehfähigkeit bei Blinden. Miniaturisierte Stimulatoren mit bis zu 255 Kanälen sind im Labor bereits verfügbar, ebenso Miniatur-Vielkanal-Elektroden-Arrays auf einer Silizium- oder Polymer-Trägerstruktur, die mit lithographischen Methoden oder durch «Micro-Machining» hergestellt werden. Stimulationsstrategien, günstigste Position und Befestigung der Elektroden sowie Verträglichkeit und Langzeitstabilität der neuen Komponenten stellen für die Forscher noch ein grosses Aufgabengebiet dar.

Blase und Beckenboden

In den fünfziger und sechziger Jahren wurden die ersten Experimente für die funktionelle Reaktivierung der Blasen- und Beckenbodenmuskulatur durchgeführt. Die erste Implantation eines einfachen induktiv gekoppelten 3-Kanal-Systems (die Elektroden wurden im Wirbelkanal positioniert) wurde 1979 von Brindley in London vorgenommen. Über 1000 Implantationen an Querschnittgelähmten wurden in der Zwischenzeit durchgeführt.

Dynamische Myoplastie

Unter dynamischer Myoplastie versteht man die chirurgische Verlagerung und elektrische Stimulation eines Skelettmuskels für den Ersatz oder die Verbesserung einer Muskelfunktion. Bis heute gibt es zwei verschiedene klinische Anwendungen: Die erste ist die sogenannte Kardiomyoplastie, die darauf beruht, den Latissimus dorsi, einen sehr breiten Rückenmuskel, der den Oberarm nach hinten zieht, in den Brustraum zu verlagern, chirurgisch um das Herz zu fixieren und schliesslich den versorgenden Nerv synchron zur Herzaktion zu stimulieren. Dadurch lässt sich eine Stabilisierung des Herzens erreichen. Die erste Operation wurde 1985 von Carpentier durchgeführt; bis heute erfolgten mehr als 250 Operationen in verschiedenen Zentren.

Die zweite klinische Anwendung ist die Behandlung von fäkaler Inkontinenz durch den Aufbau eines Schliessmuskels aus einem elektrisch stimulierten Skelettmuskel. Dazu wird der Musculus gracilis, ein schlanker Muskel, der an der Innen-

seite des Oberschenkels verläuft und diesen zur Körpermittellinie zieht, verlagert, um den Analkanal fixiert und anschliessend über elektrische Stimulation so lange konditioniert, bis er in der Lage ist, eine stimulierte Dauerkontraktion zu halten. Die erste klinische Anwendung wurde 1988 durchgeführt. Derzeit sind zwei industrielle Stimulationssysteme am Markt.

Atemschrittmacher, Zwerchfellstimulation

Die Reaktivierung der Atmung über Zwerchfellstimulation bzw. Stimulation des Nervus phrenicus ist eine der frühen FES-Anwendungen. Die amerikanische Gruppe von Dr. W. Glenn benützt seit 1966 ein System aus zwei einfachen 1-Kanal-Implantaten. Er erreicht die notwendige ermüdungsfreie Dauerfunktion des Zwerchfells, indem er eine unphysiologische, weil mit einer unruhigen Einatmung verbundene Stimulationsfrequenz von 8 Hz wählt und die Atemfrequenz auf 8 pro Minute reduziert. Der Wiener Zwerchfell-Schrittmacher wurde erstmalig 1983 implantiert. Über ein komplexes 8-Kanal-Implantat (Bild a) und die Methode der Karussellstimulation kann ermüdungsfreie Atmung mit physiologischen Parametern (Atemfrequenz 12–17/min, Atem-Minutenvolumen 120–200 ml/kg Körpergewicht, glatte Zwerchfellkontraktion durch Stimulationsfrequenz 12–20 Hz) erreicht werden. Die meisten Patienten konnten die Intensivpflege nach einem entsprechenden Rehabilitations- und Trainingsprogramm verlassen und nach Hause zurückkehren. Der bisher längste Einsatz dauert bereits über 14 Jahre.

Obere Extremitäten

Nach zahlreichen Versuchen mit Oberflächenelektroden und durch die Haut geführten Elektrodenleitungen implantierte Peckham in Cleveland ein 8-Kanal-System für die Wiedererlangung des Griffs beim tetraplegischen Patienten (Patienten mit hoher Querschnittlähmung, von der auch die Arme betroffen sind). Energieversorgung und Steuerung des Implantats erfolgen telemetrisch, wobei ein an der Schulter montierter mechanischer Sensor willkürliche Bewegungen erfasst und so dem Patienten die Auslösung der Stimulation sowie die Kontrolle der Bewegung und der Griffstärke ermöglicht. Nach drei weiteren Implantationen 1991 wurden Studien in mehreren Rehabilitationszentren (multizentrische Studie) der USA gestartet.

Es gibt auch eine Reihe von Systemen mit Oberflächenelektroden, unter ande-

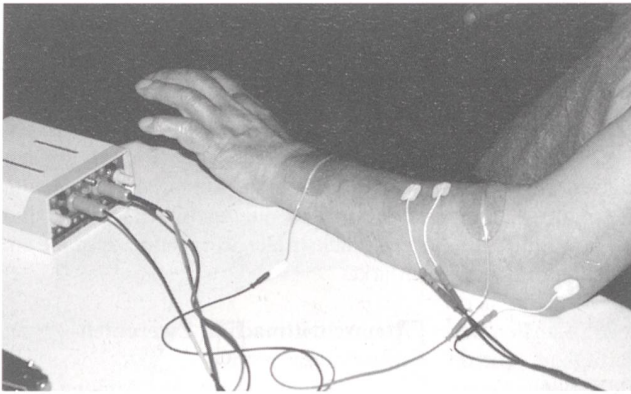


Bild 4 Patient beim Muskeltraining mit einem EMG-gesteuerten Oberflächenstimulator

rem an unserem Institut. Aufgrund der komplexen Muskelstruktur und des variablen Verletzungsbildes bei Tetraplegie ist die Anwendung jedoch relativ umständlich. Neuere Systeme sind in der Lage, die elektrische Aktivität intakter Muskeln oder Muskelteile (=Elektromyogramm, EMG) zu erkennen und eine dazu amplitudenproportionale Stimulationssequenz auszulösen. Man nutzt diese Funktion entweder zur Griffsteuerung oder zum «Bio-Feedback-Training», wobei das EMG willkürlich erregbarer (schwacher) Muskulatur erfasst und daraufhin der ganze Muskel stimuliert wird. Der Patient lernt so, vorhandene Restfunktionen zu kräftigen und effizient zu nutzen (Bild 4).

Untere Extremitäten

Einleitung

In den fünfziger und sechziger Jahren wurden hauptsächlich Oberflächensysteme für Gangkorrektur oder für die Mobilisation von Querschnittgelähmten (Paraplegiker) eingesetzt. 1973 implantierte Brindley zwei paraplegischen Patienten je vier 1-Kanal-Implantate zur Reaktivierung der Knie- und Hüftgelenksstreckung. Ab 1981 implantierte eine Gruppe an der Universität Ljubljana 22 Patienten 1-Kanal-Stimulatoren unterhalb des Knies, um durch Reizung des Nervus peroneus, eines Nervs unterhalb des Knies, eine Hebung des Fußes und damit ein verbessertes Gangbild zu erzielen. Zwischen 1982 und 1984 erhielten in Wien vier paraplegische Patienten implantierbare 16-Kanal-Systeme, mit dem die Knie- und die Hüftgelenksstreckung reaktiviert wurde. Nach einer entsprechenden Trainingsperiode konnten selbständiges Aufstehen und Niedersetzen und Zurücklegen kürzerer Strecken im Durchschwung-Gang und 4-Punkte-Gang (rechte Krücke–linkes Bein–linke Krücke–rechtes Bein) mit Krücken sowie Fahren mit einem muskelbetriebenen Trainingsfahrrad erreicht werden.

Für die Gangkorrektur und die Mobilisation von Paraplegikern mit Hilfe von

Oberflächenstimulation sind sehr verschiedene Systeme verfügbar. Für das Erreichen eines akzeptablen Gangbildes bei Querschnittgelähmten werden mindestens drei Stimulationskanäle pro Bein benötigt. Ein Kanal stimuliert das Gesäss (m. gluteus) zur Hüftstreckung, einer die Vorderseite des Oberschenkels (m. quadrizeps) zur Kniestreckung und der dritte Kanal löst über den Nervus peroneus den sogenannten Beugereflex aus, der über den Reflexbogen im Rückenmark kurzzeitiges Heben des Beines auslöst. Ein generelles Problem ist der schwierige Zugang zu einer effizienten Beugung in Hüfte und Knie. Mit Oberflächenelektroden ist die direkte Aktivierung von Beu-

gefunktionen praktisch unmöglich, mit implantierbaren Elektroden schwierig. Treppensteigen ist deshalb noch immer Gegenstand der Grundlagenforschung. Bei entsprechender Motivation und Betreuung des Patienten funktionieren Oberflächensysteme sehr gut und erlauben dem Patienten das Aufstehen aus dem Rollstuhl, Gehen mit Hilfe eines Gehgestells oder Krücken und Niedersetzen. Eine wirklich breite klinische Anwendung scheiterte allerdings bisher an der noch immer recht umständlichen Handhabung der Geräte.

Modernes Oberflächensystem zur Stimulation gelähmter Beine

Eine Verbesserung soll ein gleichzeitig mit dem später beschriebenen Myostim-Stimulator entwickeltes 8-Kanal-System zur Aktivierung der Beine bei Querschnittgelähmten bringen (Bild 5 a). Pro Bein ist ein modular aufgebauter 4-Kanal-Stimulator vorgesehen, wobei alle Kanäle aus einem Mikrocontroller, einer Treiberstufe mit Ausgangsimpulsübertrager, EMG-Verstärker und Verstärker zur Messung des Elektrodenstroms bestehen. Der Mikrocontroller steuert die Treiberstufe und übernimmt die Analog-Digital-Wandlung von EMG und Elektrodenstrom sowie den Datenaustausch über

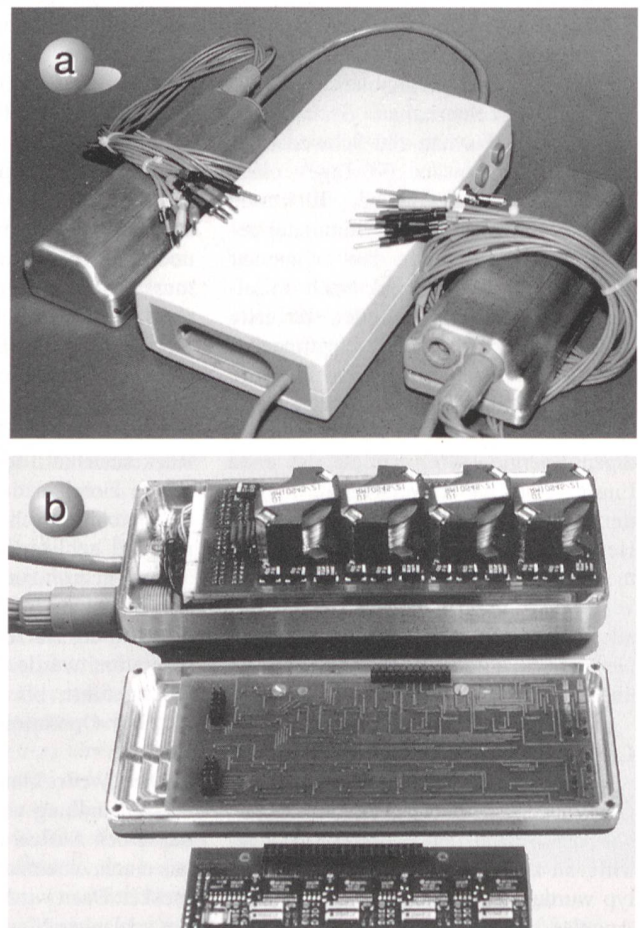


Bild 5
a: Prototyp eines 8-Kanal-Oberflächenstimulations-systems, b: modular aufgebauter 4-Kanal-Stimulator

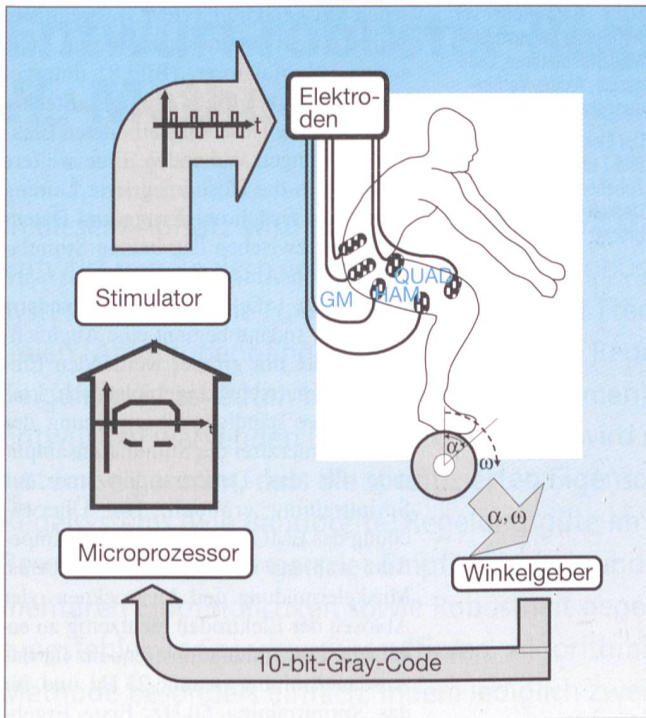


Bild 6 Fahrrad für Paraplegiker: Blockschaltbild des Regelkreises

den alle Module verbindenden seriellen I2C-Bus (Inter Integrated Bus) (Bild 5b). Über ein dreiadriges Verbindungskabel können so die einzelnen Kanäle individuell konfiguriert gesteuert und abgefragt werden. In der Klinik übernimmt ein Personalcomputer mit Hilfe eines an die serielle Schnittstelle angeschlossenen Protokollübersetzers (RS 232 \leftrightarrow I2C) die Kontrolle über die einzelnen Kanäle. Schrittmustersequenzen können übersichtlich und einfach am PC entwickelt, editiert und in Zusammenarbeit mit dem Patienten getestet werden. Nach Abschluss der Optimierungsphase erfolgt ein Einspielen der Daten in das Stimulationssystem. Der Anwender kann nun die einzelnen Programme für Aufstehen, Niedersetzen, langsames und schnelles Gehen über an der Krücke montierte Taster abrufen und nach Belieben aktivieren.

Fahrrad für Paraplegiker

Im Rahmen eines weiteren Forschungsprojekts soll diesen Patienten auch das selbständige Fahren mit einem speziell konstruierten Fahrrad ermöglicht werden. Neben der Behandlung vielfältiger mechanischer Fragestellungen muss auch ein sinnvolles Stimulationsprotokoll entworfen werden, das die Beine tretwinkelabhängig auf einer Pedalierbahn («Fahrradfahrbewegung») bewegt.

Diese geforderte Pedalierbahn kann am besten durch Zusammenspiel des Gesäßmuskels (m. gluteus maximus), des m. quadriceps, des starken Muskels an der Vorderseite des Oberschenkels, und

der Muskelgruppe an der Rückseite des Oberschenkels, der Hamstrings, erreicht werden. Im Rahmen einer Dissertation an der TU Wien wurde die Muskelaktivität dieser drei Muskelgruppen untersucht und festgestellt, dass sich die Kraftintensität zu Beginn der aktiven Phase fast sprunghaft von null auf maximal ändert und bis zum Ende konstant bleibt. Der m. gluteus maximus ist im Bereich der Kurbelbewegung von 42° bis 150° aktiv, der m. quadriceps von 258° bis 144° und die Hamstrings von 160° bis 222°, wobei «Pedalstellung senkrecht» den Nullpunkt definiert. Untersuchungen über das Trägheitsverhalten des Muskels zeigten, dass

die Stimulation des Muskels dem Zeitpunkt der maximalen Kraftentfaltung etwa 25 ms vorausgehen muss. Geeignete Sensoren erfassen die Pedalstellung, die Pedalgeschwindigkeit und das Drehmoment und ermöglichen so den Stimulator-Tretzyklus synchron zu programmieren und zu aktivieren (Bild 6). Verschiedene Sicherheitsroutinen überwachen den Tretvorgang und leiten eine sofortige Notabschaltung des Stimulators ein, wenn die Gefahr einer Muskel- oder Gelenkschädigung besteht. Solche Ausnahmesituationen können bei unerwartetem Blockieren des Antriebs oder durch unwillkürliche Muskelkontraktionen (Spasmen) auftreten. Der Anwender hat die Möglichkeit, die Stimmulationsstärke und damit die Tretkraft zu verändern. Das Stimmulationsmuster wird in Vorversuchen ermittelt, optimiert und ständig rechnerunterstützt an die Tretgeschwindigkeit angepasst.

Stimulation der Beine in der Raumstation MIR

Eine neue Anwendung der Elektrostimulation findet zurzeit in der voraussichtlich bis Ende 2002 betriebenen sowjetischen Raumstation MIR statt.

Unser Körper ist seit Millionen Jahren an das Vorhandensein von Schwerkraft gewöhnt und hat im Laufe der Zeit seinen Muskel- und Bewegungsapparat so angepasst, dass aufrechtes Gehen wider die Schwerkraft möglich ist. In der Schwerelosigkeit fällt die gewohnte dauernde Belastung des Bewegungsapparates weg und bereits nach fünf bis sechs Tagen ist eine Abnahme der Muskelmasse zu beobachten. Besonders bei lange andauernden Raumflügen wird die Verkümmern der



Bild 7 Elektrodenhose zur einfachen Anbringung der Stimulationselektroden



Bild 8 Gerätekofter vor Abflug zur Raumstation MIR: Stimulatoren, Ladegeräte, Akkus, Verbindungskabel

Die Elektrodenhose aus Bild 7 und verschiedenes Zubehör sind im Deckelfach untergebracht.

Muskulatur ein ernstzunehmendes Problem. Tägliches körperliches Training als Gegenmassnahme ist für die Kosmonauten unerlässlich.

Um den guten Gesundheitszustand der Kosmonauten und Astronauten zu erhalten, kamen daher verschiedene Geräte an Bord der Raumstation MIR und bei den Sky-Lab-Missionen zum Einsatz. Während der österreichisch-russischen Mission Austromir 1991 trainierten die Kosmonauten mit dem Dynamoergometer Motomir, einem Fahrradergometer, drei Tage hintereinander jeweils zweimal 75 Minuten und legten dann eine dreitägige Trainingspause ein. Die Astronauten der Sky-Lab-Missionen verwendeten ein Laufband und trainierten täglich eineinhalb Stunden.

Mittlerweile strebt man allerdings bei langen Aufhalten in der Schwerelosigkeit eine tägliche Trainingszeit von 320 Minuten an, die neben dem Anstieg des täglichen Kalorienbedarfs auch die zur Verfügung stehende Arbeitszeit verringert und sicherlich auch die Motivation, täglich zu trainieren, sinken lässt. Besagte Überlegungen führten in einer Kooperation des Wiener Instituts für Biomedizinische Technik und Physik und des Institute of Biomedical Problems (IBPM) in Moskau zum ersten Einsatz von Elektrostimulation in der Schwerelosigkeit an Bord der Raumstation MIR.

Beim Experiment Myostim soll versucht werden, dem durch die Schwerelosigkeit verursachten Muskelschwund an den Beinen entgegenzuwirken. Die Aktivierung der Beinmuskulatur erfolgt

über Oberflächen Elektroden an der Vorder- und Rückseite von Ober- und Unterschenkel. Gleichzeitige Aktivierung der Stimulation verhindert unerwünschte Beinbewegung. Das Training erfolgt täglich sechs Stunden lang, wobei die Muskeln während einer Sekunde mit etwa 20–30% der maximalen Kontraktionskraft aktiviert werden und anschliessend zwei Sekunden entspannt bleiben. Zusätzlich ist eine kurze Trainingsphase mit Maximalkraft («Sprinttraining») vorgesehen.

Die verwendete Ausrüstung besteht aus einer Elektrodenhose, die die Anbringung von Stimulationselektroden und Elektroden zur Überwachung der elektri-

schen Muskelaktivität (EMG) vereinfacht (Bild 7). In Gürteltaschen werden zwei 4-Kanal-Stimulatoren (Bild 8) untergebracht und über einen einzigen Stecker mit den in die Hose eingearbeiteten Elektrodenleitungen verbunden. Eine weitere ebenfalls in die Hose integrierte Leitung ermöglicht Synchronisierung und Datenaustausch zwischen den beiden Stimulatoren. Nach Anlegen des Systems wird selbständig die Elektrodenimpedanz überprüft; sodann beginnt eine Abgleichroutine, die mit grösser werdenden Einzelimpulsen (rechteckig, biphasisch, 1 ms lang) unter ständiger Überwachung des EMG schmerzfrei die Stimulationsamplitude für das Dauertraining und das Sprinttraining ermittelt. Die Überwachung des EMG und der Elektrodenimpedanz während des Trainings erlaubt es, Muskelermüdung und Austrocknen oder Ablösen der Elektroden rechtzeitig zu erkennen. Die Stimulationsfrequenz für das Ausdauertraining beträgt 25 Hz und für das Sprinttraining 50 Hz. Erste Ergebnisse dieses Experiments werden im Frühjahr 1999 erwartet.

Literatur

- [1] T. Angeli: Leistungssteigerung bei Fahrrad antrieben. Diss. Techn. Univ. Wien, 1996.
- [2] M. Bijak: Entwicklung und präklinische Testung eines Systems zur Reaktivierung gelähmter Beinmuskulatur über FES-Vielkanalimplantate. Diss. Techn. Univ. Wien, 1995.
- [3] M. Rakos: Funktionelle Elektrostimulation der oberen Extremität. Diss. Techn. Univ. Wien, 1998.
- [4] H. Lanmüller: Entwicklung und Untersuchung eines vollimplantierbaren mehrkanaligen Messwert- und Stimulationssystems am Beispiel der Kardio-myoplastie. Diss. Techn. Univ. Wien, 1994.
- [5] W. Mayr: Reaktivierung von gelähmten Muskeln durch Elektrostimulation mit Implantaten: Grundlagen klinischer Anwendung. Diss. Techn. Univ. Wien, 1992.

Stimulation électrique fonctionnelle

Applications sur terre et dans l'espace

Le terme générique de stimulation électrique comprend, en médecine, toutes les applications du courant électrique dans un but thérapeutique ou diagnostique. Sous le nom de stimulation électrique fonctionnelle (SEF), un secteur de cette discipline vise à réactiver ou à assister, par des stimulations électriques, des fonctions organiques entièrement ou partiellement défaillantes du corps. Examinant plus précisément la stimulation des jambes de sujets paraplégiques, l'article ci-dessus donne un aperçu sur les applications actuelles de la SEF et présente le domaine d'application le plus récent, à savoir l'entraînement musculaire en état d'apesanteur.