

Die Elektrostimulation im Sport und in der Rehabilitation

Helmut Kern

Grund- und Integrativwissenschaftlichen Fakultät der Universität Wien, Austria

Abstract

The known effects of Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES) in Sports and Physical Medicine and Rehabilitation are presented in a review of literature. Influences of NMES on strength, endurance, neural adaptations, therapy of edema and pain as well as functional improvements will be focused on. Basics of physiology and histology in human muscle tissues are discussed in depth as well as elementary knowledge of NMES derived from animal studies. The central topic of this review is the influence of NMES on human skeletal muscle regarding histological changes, fiber transformation as well as strength and endurance of muscles involved. We optimized NMES characteristics and then conducted a series of investigations with 9 volunteers that had 30 minutes of NMES applied twice daily for 7 weeks. Muscle biopsies were taken from the vastus lateralis portion of quadriceps femoris muscle on both the stimulated and no stimulated leg before and after the 7 week NMES period. Additionally participants performed isometric strength measurements of quadriceps femoris muscle at different knee joint angles before and after the 7 week stimulation period. Biopsies from the no stimulated side showed no significant changes and may therefore serve as proof for the quality of the biopsies and as a standard for comparison. The increment of type IIA fiber volume was 12.3% and of type IIA fiber number 16%, respectively. Volume density of intermyofibrillar mitochondria increased by 22%. Subsarcolemmal mitochondria remained unchanged which contrasts the effects seen in voluntary non-NMES muscle training. Capillary density was augmented by 14.58%. NMES is an appropriate means of adjusting longstanding muscle dysbalance regarding strength, endurance and improving oxidative metabolism in human skeletal muscle. Daily muscle fiber workload (i.e. number of stimuli per day) was found to be the main determinant of fiber transformation.

Key Words: Functional Electrical Stimulation (FES), Neuromuscular Electrical Stimulation (NMES), human, sports, muscle-biopsies, histological changes, fiber-transformation, (new theory) intermyofibrillar mitochondria

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Kurzfassung

Bisher bekannte Effekte der Elektrostimulation im Sport und in der Physikalischen Medizin und Rehabilitation werden hinsichtlich Muskelkraft, Ausdauer, neurale Adaptierung, Ödem- und Schmerztherapie sowie Funktionsverbesserung in einer Literaturübersicht (Review) vorgestellt und diskutiert. Unsere Fragestellung war, ob und in welcher Weise eine technisch optimierte Elektrostimulation am Menschen die histologische Ausprägung der Skelettmuskulatur, die Fasertransformation und die Kraft- und Ausdauereigenschaften der Muskulatur beeinflusst. Dazu wurde in einer eigenen Versuchsreihe an 9 freiwilligen Versuchspersonen die Elektrostimulation 2x täglich 30 min durch 7 Wochen durchgeführt. Biopsien erfolgten vor und nach

Stimulation jeweils aus dem stimulierten und aus dem nicht stimulierten Vast.lat. des M.quadriceps. Ebenfalls wurde vor und nach der 7 wöchigen Stimulationsserie eine isometrische Kraftmessung des M.quadriceps bei verschiedenen Kniewinkelstellungen durchgeführt.

Die Biopsien aus der nicht stimulierten Seite vor und nach der Stimulationsserie ergaben keinen signifikanten Unterschied und gelten somit als innerer Standard für die Güte der Muskelbiopsien.

Die Volumsprozente der Typ IIA-Fasern nahmen um 12,3% und die Anzahl der Typ IIA-Fasern um 16% zu. Ebenso nahm die Volumensdichte der interfibrillären Mitochondrien um 22% zu. Die subsarcolemmalen Mitochondrien blieben, im Gegensatz zum Willkürtraining unverändert. Die Kapillardichte verbesserte sich um 14,45%.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

DIE ELEKTROSTIMULATION IM SPORT UND IN DER REHABILITATION

DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Naturwissenschaften
an der Grund- und Integrativwissenschaftlichen Fakultät der
Universität Wien

eingereicht von

Dr. med. Helmut Kern

Wien, im Juni 1994

Die Elektrostimulation im Kraftausdauerbereich ist geeignet, länger bestehende Muskeldysbalancen auszugleichen und gleichzeitig die oxidative Kapazität zu verbessern. Die Leistung der Muskelzelle pro Tag (= Stimuli pro Tag) wird als Hauptursache der Muskelfasertransformation proklamiert!

Schlüsselwörter: Klinische Effekte der Elektrostimulation, Funktionelle Elektrostimulation (FES) im Sport, Muskelbiopsie, Muskel-Kraftmessung, Fasertypisierung, Mitochondrien, Muskelfaser-Transformation (Neue Theorie).

I) Einleitung

1. Zur Geschichte der Elektrostimulation
2. Elektrostimulation in der Physikalischen Medizin und Rehabilitation
3. Fragestellung zur Untersuchung

II) Grundlagen und Stand des Wissens

1. Zur Ultrastruktur des normalen menschlichen Skelettmuskels
 - a) Kontraktiler System
 - b) Membransystem
 - c) Sarkoplasmatischer Raum
 - d) Mitochondrien
2. Zur Elektrostimulation im Tierexperiment
 - a) Einleitung
 - b) Stimulationsmethoden
 - c) Kontraktile Parameter
 - d) Ermüdungsresistenz

- e) Histologische Veränderungen
- f) Metabolische Veränderungen
- g) Myofibrilläre Proteine
- h) Zusammenfassung der Ergebnisse im Tierexperiment

3. Elektrostimulation im Sport, bisher Bekanntes

- a) Kraftsteigerung
- b) Ausdauer-Verbesserung der Muskulatur
- c) Histologisch, morphologische Adaptierung
- d) Enzymatische Adaptierung
- e) Neurale Adaptierung
 - Koordination, Synchronisation
 - Rekrutierungsrate
 - Frequenzsteigerung der Vorderhornzellen
 - Reintegrierendes Koordinationsstraining
 - Transfereffekte
- f) Ödemreduktion nach Sportverletzungen und postoperativen Schwellungszuständen
- g) Funktionsverbesserungen während der Rehabilitation

III) Methodik

1. Versuchsanordnung und Patienten
2. Technische Ausrüstung und Stimulationsparameter
 - a) 2-Kanal-Oberflächenstimulation
 - b) Intervall-Timer
 - c) Impulszähler
 - d) Elektroden
4. Methodik der Muskelbiopsie

IV) Ergebnisse und Diskussion

1. a) Ergebnisse der Kraftmessung vor und nach Elektrostimulation
 - b) Diskussion der Kraftmessungen
2. Muskelbiopsien vor und nach Elektrostimulation
 - a) - Ergebnisse und Diskussion der Fasertypen-Veränderung
 - b) - Ergebnisse im Licht- und Elektronenmikroskop
 - c) - Diskussion der histologischen Befunde
3. Technische Empfehlung für die Muskelstimulation im Sport
 - a) Elektroden: Form und Material
 - b) Elektrodengröße
 - c) Impulsparameter, Polung und Pausenvariation
 - d) Zusammenfassung der technischen Ergebnisse; Empfehlung für die Durchführung der Muskelstimulation
4. Praktische Empfehlungen für die Muskelstimulation im Sport und in der Rehabilitation für:
 - a) Krafttraining
 - b) Kraftausdauertraining
 - c) Ausdauertraining

V) Muskelfasertransformation

- 1) Bisher bekannte Hypothesen der Muskelfaser Transformation
 - a) Die Frequenz-Theorie 71
 - b) Die Hypothese der selektiven Reizung von dick-

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

myelinisierten Nervenfasern

c) *Energieverbrauch der Muskelfasern als Transformationsfaktor*

2) *Diskussion der bisher bekannten Hypothesen der Muskelfaser-Transformation*

3) *Eigene Hypothese der Muskelfaser-Transformation*

VI) *Zusammenfassung*

VII) *Abbildungen mit Legenden*

I) *Einleitung*

All I/1 Zur Geschichte der Elektrostimulation

Berühmt sind die physiologischen Experimente von Galvani, der um 1791 mit Hilfe der "Berührungselektrizität" Froschmuskeln zur Kontraktion brachte. Aber schon viel früher wurde natürlich vorkommende Elektrizität zu Heilzwecken eingesetzt. Überliefert sind die Heilungsversuche des römischen Arztes Scribonius Largus bei verschiedenen Schmerzzuständen mit Hilfe der elektrisierenden Schläge des Zitterrochenes. In Deutschland bemühten sich in der ersten Hälfte des 18. Jahrhunderts Kratzenstein, Krüger, Klyn, nach der Erfindung der Elektrisiermaschine, besonders bei peripheren und zentralen Lähmungen Heilung durch Elektrizität zu erreichen. 1801 entdeckte Ritter die Bedeutung des raschen Anstieges eines elektrischen Impulses für die Auslösung einer Muskelkontraktion. 1831 wurde durch Michael Faraday die elektromagnetische Maschine "Wed" entwickelt. Dieses ist der Vorläufer für viele in der Elektrotherapie gebräuchlichen Geräte.

Die Entdeckungen von Galvani (1789) und Volta (1800) sowie Ritter und Faraday waren Grundlagen für die wissenschaftliche Bearbeitung und der medizinischen Anwendung der Elektrizität, der "Elektrotherapie" durch Duchenne, Erb, Remarck, Du Bois Reymond im 19. Jahrhundert. Nach Entdeckung der tetanisierenden Impulsfolgen zur Muskelstimulation wurde der Begriff "Elektrogymnastik" (Bergonie) geprägt.

Seither wird die Elektrostimulation für verschiedene Indikationen im Bereich der Medizin eingesetzt, wobei Erfolge und Ansehen einen eher wellenförmigen geschichtlichen Verlauf nahmen. Vor allem, weil die Dosierung, die richtige Indikationsstellung, die technischen Voraussetzungen sowie die wissenschaftlichen Überprüfungen und Dokumentation noch unzureichend waren.

In den letzten Jahrzehnten wurde die Bedeutung der Elektrostimulation durch die Arbeiten von Kowarschik, Jantsch, Schuhfried, Nemeč, Wyss und Hufschmidt gefestigt.

Seit ca. 15 Jahren erlebt die Elektrogymnastik und experimentelle Elektrostimulation weltweit unter dem Oberbegriff "Funktionelle Elektrostimulation" einen neuen Forschungsimpuls, der u.a. von, Hudlicka, Pette, Vrbova, Reichmann, Hoppeler u.v.a. von der

experimentell-physiologischen Seite und von der klinischen Seite u.a. von, Mayr, Frey, Stöhr, Thoma, Holle, Kern [149,206] mit der weltweit ersten Implantation eines Beinschrittmachers für paraplegische Patienten in 1982, die damit aufstehen und in der Ebene sowohl im Schwung als auch im Vier-Punkte-Gang gehen konnten; außerdem Vodovnik, Krajl; Peckham, Marsolais; Petrovsky; Vossius [112,143,169,170,204] um nur einige zu nennen, getragen wird.

Der Einsatz der Elektrostimulation als "Funktionelle Elektrostimulation" ist für viele Patienten, insbesondere mit denervierter Muskulatur, Conus Cauda-Läsion, chronischer Plexus-Läsion bzw. Querschnittssymptomatik etc. die einzige Chance, ihre Muskulatur in Tätigkeit zu setzen. Auch ist die Elektrostimulation oft die einzige Möglichkeit in der modernen Medizin, spezielle Aufgaben und Funktionen der Muskulatur zu erfüllen.

Die Entdeckung, daß auch voll differenzierte Muskelfasern das Potential in sich haben, auf geänderte funktionelle Anforderungen mit spezifischen Anpassungsvorgängen zu reagieren, hat zu neuen klinischen Anwendungen in Form der Cardiomoplastie, die vom Carpentier und Kollegen 1985 erstmals beschrieben wurde, geführt [34]. Das Prinzip dieser Methode besteht darin, daß ein Muskellappen aus dem M. latissimus dorsi mit intakter Nerven-Gefäßversorgung um das Herz genäht wird und anschließend Herzsynchon stimuliert wird. Nach einigen Wochen metabolischer und strukturelle Anpassung wird der Muskel ermüdungsresistenter und fähig, den Herzmuskel zu unterstützen.

Zur Verbesserung analer Inkontinenz mit einer dynamischen M. gracilisplastik wurde die Elektrostimulation von Beaten et al. [9], Seccia et al. [195] und Williams et al. [211,212] erstmalig eingesetzt. Dabei wird der M. gracilis um den Analkanal fixiert und mit einem implantierten Stimulator chronisch erregt. Für die Defaekation schaltet der Patient mittels Magnet den Stimulator ab.

Die Kräftigung atropher Muskulatur in der posttraumatischen und orthopädischen Rehabilitation, insbesondere postoperativ und bei Immobilisation, ist das klinische Hauptanwendungsgebiet der Elektrostimulation. Bekannt ist auch die Anwendung bei Kindern und Jugendlichen mit Skoliosen.

In der Rehabilitation nach Kapselbandverletzungen des Kniegelenkes oder nach Menisektomie wurde die Elektrostimulation während der Immobilisationsphase und Rehabilitation von Eriksson et al. [56,57], Gould et al. [68], u.v.a. eingesetzt und empfohlen.

Die Elektrostimulation im Sport wird seit ca. 1971 und früher als zusätzliches Training und als alternative Trainingsform bei umschriebenen Muskelschwächen nach Verletzungen und Immobilisation aber auch zur Leistungssteigerung eingesetzt. In jüngster Zeit wird die Methode der Elektrostimulation bei Astronauten

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

während langer Flüge im Zustand der Schwerelosigkeit eingesetzt, um den Kraft-, Knochen-, Knorpel-, Bindegewebs-, sowie Elektrolytverlust zu begegnen.

1/2 Elektrostimulation in der Physikalischen Medizin und Rehabilitation

Die Elektrotherapie im Rahmen der Physikalischen Medizin und Rehabilitation wird vor allem zur Schmerztherapie, Tonusregulation, Innervations-schulung und zur Kräftigung atrophier bzw. gelähmter Muskulatur in Form von Reflextherapie bzw. indirekter oder direkter Muskelstimulation eingesetzt [10, 19].

Für die Tonusregulation und Schmerztherapie sei der Einsatz von galvanischen Gleichströmen (konstante Galvanisation und Iontophorese) sowie verschiedener Impulsströme erwähnt, die häufig bei Muskelhartspann und Myogelosen neben anderen physikalischen Therapieformen eingesetzt werden. Dabei kommt es durch niederdosierte, langdauernde und oft wiederholte Stimulationen zu einer Detonisierung der Muskulatur. Durch kurze und kräftige Reize wird dagegen eine Tonussteigerung erreicht [38].

Die Schmerzreduktion beruht dabei auf der bekannten Gate-Control-Theorie von Melzak und Wall auf spinaler Ebene, wobei durch die Erregung schneller Afferenzen aus der Haut und Unterhaut das Tor für die langsamen Schmerzfasern aus demselben Areal geschlossen wird. Dabei kommt es durch präsynaptisch hemmende Interneurone oder Zwischenzellen zur Behinderung der Umschaltung der Schmerzafferenz aus den langsamen C-Fasern und Weiterleitung im Tractus Spinothalamicus im Bereich der Substantia gelatinosa. Dieser Mechanismus wird segmentale afferente Hemmung nach der Gate-Control-Theorie bezeichnet.

Der zweite bekannte Mechanismus beruht auf einer supraspinalen deszendierenden Hemmung, wobei durch schnellleitende deszendierende Fasern im Bereich der Pyramidenbahn die segmentalen synaptischen Eingänge der Schmerzbahnen kontrolliert bzw. moduliert werden. Die deszendierenden analgetischen Bahnen stammen aus dem Nucleus raphe und enden im Bereich der Formatio reticularis und enden in den Schichten der Substantia gelatinosa. Diese Mechanismen der selektiven zentralen Blockaden oder zumindest teilweisen Hemmung für nozizeptive Erregungen aus der Peripherie wurden von Hosobuchi et al. [90] am Menschen nachgewiesen.

Die Mechanismen der endogenen biochemischen Schmerzkontrolle durch Substanz P, endogene Opiate, insbesondere Enkephalin, Endorphin, Serotonin und GABA sind durch experimentelle Beobachtungen sehr wahrscheinlich, bei der Elektrostimulation am Menschen jedoch noch nicht sicher geklärt [213,215].

Zur Innervationsschulung bzw. Reflextherapie bei peripheren Lähmungen oder bei Funktionsstörungen, sei die Stimulation der Peroneusmuskulatur erwähnt, die bei gleichzeitiger willkürlicher Mitarbeit des

Patienten dem muskulären Ungleichgewicht zwischen M. tibialis posterior und der Peronealgruppe entgegenwirken soll und speziell in der Rehabilitation nach lateralen Seitenbandverletzungen durchgeführt wird.

Boonstra erreichte durch Elektrostimulation 2x täglich 7x pro Woche mit insgesamt 60 Kontraktionen täglich bei Patienten mit peripheren Nervenläsionen, daß die Gruppe mit Stimulation früher höhere Kraftwerte erreichte [18]. In der stimulierten und nicht stimulierten Gruppe war jedoch nach einem längerem Beobachtungszeitraum die Anzahl der gut gebesserten Patienten gleich, d.h., daß durch die Elektrostimulation keine schädigende Nebenwirkung auf die Nerv-Regeneration ausgeübt wurde.

Zur Kräftigung atrophier oder gelähmter Muskeln werden Schwellströme, mittelfrequente Ströme oder Exponentialströme eingesetzt. Jedoch begnügte man sich bisher in der Rehabilitation, sichtbare Muskelkontraktionen in rhythmischer Abfolge über eine Therapiezeit von ca. 5 bis 15 Minuten dreimal wöchentlich zu erreichen.

Für den Effekt der Elektrostimulation zur Kräftigung atrophierter Muskulatur, nach Verletzung oder Immobilisation, gibt es etliche Studien, z.B. von Eriksson et al. [56,57] oder Gould et al. [68], etc. Auch sie zeigten, daß die Atrophie des M. quadriceps während der Immobilisation durch Elektrostimulation beträchtlich verringert werden kann.

Kraftverlust bzw. Muskelschwäche und damit Aktivitätsverlust tritt nicht nur bei Inaktivität bzw. nach Verletzung und Operation mit nachfolgender Immobilisation auf, sondern auch bei neurologischen Erkrankungen wie Multiple Sklerose, Verletzungen des ZNS, des Rückenmarks und bei muskulären Erkrankungen wie Duchenn'sche Muskelatrophie.

Scott et al. [194] und Dubowitz [48] zeigten gute Ergebnisse bei Duchenn'scher Muskelatrophie mit niederfrequenter Stimulation. Es kam zu einer Verlangsamung des Krankheitsprozesses. Ähnliche Ergebnisse wurden auch bei Patienten mit verschiedenen primären Muskelerkrankungen von Gregoric et al. [70] und Milner-Brown [154], erzielt. Jedoch müssen noch viele Fragen bezüglich Stimulationsmuster und Ausmaß der Aktivität gelöst werden.

Munsat et al. [164] stimulierten den M. quadriceps an 5 Patienten mit verschiedenen neurologischen Krankheiten mittels um den N.femoralis implantierter Elektroden. Sie übten unter isometrischen Bedingungen 4 Stunden pro Tag 5-12 Wochen. Die Biopsien, unmittelbar vor und nach Stimulation zeigten eine Vermehrung des Anteils der Typ I Fasern sowie eine Vergrößerung der oxidativen Enzymspiegel.

Peckham et al. [170] beobachtete in einer Gruppe von Patienten mit Quadriplegie, daß bei Stimulation die Kraft und Ermüdungsresistenz paretischer Muskulatur wiederhergestellt werden konnte. Ähnlich

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

befriedigende Ergebnisse erzielten mit nicht invasiven Methoden Vrbova et al. [209] bei Stimulation paretischer Muskeln. Dabei war es möglich, die Kraft sowie die Ermüdungsresistenz bei Läsionen des ersten Motoneurons zu erhalten.

Der Effekt der Elektrostimulation wird über Reaktivierung vorhandener Regelkreise, Aktivierung neuer neuronaler Verschaltungen (Interneurone) und Aktivierung von vorhandenen und neuen Reflexbogen, sowie Synchronisation der Muskelkontraktion durch gleichzeitige Reizung an der nicht myelisierten Endstrecke des motorischen Nervens bzw. durch Reizung fast aller sensibler und sensorischer Afferenzen aus dem Therapieareal erklärt.

Bei der Elektrostimulation der Muskulatur unterscheiden wir reflektorische und direkte Wirkungsmechanismen [136].

Die reflektorische Wirkung der Elektrostimulation beruht auf einer von der Effektivstromstärke und der Impulsform abhängigen Erregung sensibler, sensorischer und gamma-motorischer Nerven, insbesondere für Berührung und Druck/Vibration, Propriozeption und Nozizeption. Dieser sensible Impuls erzeugt über hemmende bzw. fördernde Interneurone im Rückenmark auf Segmentebene eine reflektorische stimulierende oder hemmende Wirkung auf die Vorderhornzellen und somit auf die periphere Arbeitsmuskulatur. Dadurch gelingt es, die Koordination der Vorderhornzellen und somit der motorischen Einheiten und das motorische Wiedererlernen eines Bewegungsablaufes zu verbessern[[1,26,27,134].

Garnett und Stephens [64] studierten die Wirkung der Elektrostimulation auf die Rekrutierung motorischer Einheiten [74] während langsam zunehmender Willkürkontraktion des menschlichen *M. interosseus dorsalis I*.

Sie fanden, daß die Reihenfolge der Rekrutierung der motorischen Einheiten durch Elektrostimulation reflektorisch über Afferenzen der Haut zu spinalen Interneuronen verändert wird. Es kommt zu einem fasilitierenden Effekt auf die motorischen Einheiten, die bei größerer Kraftentfaltung rekrutiert werden, und zu einem hemmenden Effekt auf Vorderhornzellen, die bei niedrigeren Kräften eingeschaltet werden. (Differenzierung von Typ I und II).

Auch gelingt es mit der reflektorischen Wirkung über sensible, sensorische und Gamma-motorische Nerven in der posttraumatischen Rehabilitation, die von den Gelenken und anderen passiven Strukturen ausgehenden Schmerzhemmungen von Muskelarealen zu kompensieren bzw. zu beseitigen.

Bei der direkten Wirkung der Elektrostimulation auf die Muskulatur muß es durch den elektrischen Impuls zu einer Kontraktion der Muskulatur kommen. Je nach Häufigkeit, Intensität, Pause und Wiederholungsanzahl wird ein Kräftigungs- bzw. Ausdauertrainingseffekt erzielt. Es wird somit entweder ein Hypertrophiereiz

auf die atrophe Muskulatur oder ein transformierender Reiz auf die bestehende Faserpopulation, je nach verwendeter Stromform, erfolgen.

Genau diese Überlegungen sind es, die immer wieder Anlaß gegeben haben, die Elektrostimulation nicht nur in der Rehabilitation, sondern auch im Sport als zusätzliche Trainingshilfe zur Leistungssteigerung und Verkürzung bzw. Verbesserung der Rehabilitation nach Sportverletzungen einzusetzen.

Bisher kommen bei der üblichen therapeutischen Stimulation Standardelektroden in Standardgrößen zum Einsatz, die es bei erträglichen Stromstärken oft nicht ermöglichen, den gesamten Muskelquerschnitt zu erreichen.

Die Stromformen und die Intensität der Muskelstimulation in der Therapie wurden und werden üblicherweise so gewählt, daß Muskelzuckungen sichtbar werden, jedoch wird dabei die Anspannungsintensität der Muskulatur nicht berücksichtigt.

Für atrophe bzw. gelähmte Muskulatur beim Menschen ist die in der Klinik üblicherweise verabreichte Form der Elektrostimulation ausreichend. Jedoch steht die derzeit übliche Art der Durchführung im Gegensatz zur modernen Trainingslehre, wenn wir eine Vergrößerung der Maximalkraft [124,125], und/oder Kraft-Ausdauer zum Ziele haben.

Daher scheint diese Art des Muskeltrainings für den Sport, aber auch für den Einsatz als "Funktionelle Elektrostimulation" (FES) oft nicht den gewünschten Therapieerfolg zu bringen, um hohe Muskelkräfte und/oder Kraft-Ausdauerleistungen der Muskulatur zu fördern.

Der Einsatz der Elektrostimulation und Elektrotherapie im Rahmen der Physikalischen Medizin, insbesondere im Sport und anderen speziellen Anwendungen führte demnach oft über falsche Indikationsstellung oder/und falsche Durchführung zu einem Mißerfolg, der die mancherorts vorhandene negative Einstellung zur Elektrotherapie erklärt, die meiner Meinung nach vor allem auf Unwissen begründet ist. Besonders problematisch ist die direkte Übernahme der Ergebnisse und Stimulationsprotokolle aus dem Tierexperiment, um vergleichbare Ergebnisse beim Menschen zu erzielen. Sehr viele Tierstudien verwenden implantierte Elektroden mit 10 Hz und einer Dauerstimulation zwischen 8 und 24 Stunden täglich. Dabei werden eindeutig die Veränderungen des Faserphänotypus in Richtung Typ I und eine Änderung der Enzymausstattung erreicht. Dagegen ist der Nachweis der Wirkungsmechanismen bei der Elektrostimulation der Muskulatur beim Menschen ziemlich schwierig und erscheint vielschichtig, da viele Studien erhebliche Unterschiede im Trainingsprotokoll, im Stimulationsregime und in den Testmethoden aufweisen. Erschwerend für den Vergleich der Stimulationsergebnisse bei Tier und

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Mensch kommen noch vier, mir wesentlich erscheinende methodische Unterschiede hinzu.

1. Die Stimulation beim Tier wird meistens mit implantierten Elektroden im Gegensatz zur Oberflächenelektroden beim Menschen durchgeführt.
2. Die Stimulationsintensitäten und der Stimulationsumfang liegen bei Tier um 10-100 fache höher als beim Menschen
3. Die Muskelstimulation erfolgt beim Menschen meist unter isometrischen Bedingungen oder während einer konzentrischen Bewegung, während beim Tierexperiment die Extremitäten neben der Elektrostimulation die natürliche Aktivität entfalten können
4. Die Stimulation ist im Tierexperiment auch mit exzentrischen Bewegungen während der Elektrostimulation möglich.

Lieber [135] führt die Unterschiede zwischen Tier und Mensch vor allem auf den Inhalt der Punkte 3 und 4 zurück. Meiner Meinung nach ist der Stimulationsumfang und die Stimulation unter exzentrischen Bedingungen (also Pkt. 2 und 4) der Hauptunterschied zwischen der Elektrostimulation bei Tieren und Menschen. Insbesondere der Gesamtumfang der Stimulation beträgt im Tierexperiment das 50 bis 100 fache. Dadurch werden andere Leistungsanforderungen an die Muskulatur gestellt. Unserer Meinung nach findet die Adaptation der Muskelzelle entsprechend der geforderten Leistungen statt. (siehe auch Kapitel Muskeltransformations-Hypothese).

Bei der Elektrostimulation der Muskulatur beim Menschen müssen wir zwischen üblichen Therapiemethoden (z.T. nur teilweise Erregung eines Muskels) und speziellen Verfahren zur Muskelkräftigung sowie Verbesserung der Kraftausdauerleistungsfähigkeit, hier ist die Stimulation des gesamten Muskel-Volumens in Quer- und Längsrichtung notwendig, unterscheiden.

Ob dieser trainingstherapeutische Ansatz mit der Elektrostimulation überhaupt verwirklichtbar ist, ist auch Gegenstand der vorliegenden Untersuchung.

Die Vorzüge der Elektrostimulation gegenüber den willkürlichen Muskelanspannungen sind:

- Aktivierung des gesamten kontraktiven Apparates (je nach Elektrodenlage)
- längere Dauer der Muskelanspannung
- Möglichkeit öfterer Wiederholung als bei willkürlicher Anspannung wegen Umgehung von Ermüdungsprozessen im ZNS
- gezieltes Training einzelner besonders wichtiger Muskeln oder ganzer Muskelgruppen bei Atrophie und Imbalance
- Reflextherapie und innere Koordination
- Training ohne psychische Belastung
- Training einzelner Muskelgruppen in der Regenerationsphase des Gesamtkörpers

- Diagnostik von Muskelverletzungen
- Regenerationsförderung ohne Willküraktivität

Nachteile der Elektrostimulation:

- Nicht dem physiologischen Recruitment entsprechend
- Erregung von Muskelteilen und nicht des gesamten Muskels (bei üblichen Therapiemethoden)
- fehlende äußere Koordinationsschulung
- schwierige faserspezifische Stimulation (derzeit teilweise unklar)
- sensibel belastend, da auch Hautnerven gereizt werden
- die max. Intensität zumeist geringer als bei Willkürkraft
- eher isometrische und konzentrische, kaum oder keine exzentrische Muskelanspannung.

Um die Vorzüge der Elektrostimulation zur Wirkung zu bringen bzw. die Nachteile der Elektrostimulation möglichst hintanzuhalten, sollte ein Elektrostimulationsprotokoll die Dauer der Stimulation, der Pausen, die Anzahl der Wiederholungen, die Frequenz und die gesamte Anzahl der Trainingseinheiten beinhalten, sowie die sensible Belastung für den Patienten möglichst gering gehalten werden. Eine der größten Schwierigkeiten bei der klinischen Anwendung des elektrischen Stromes ist es, eine starke Kontraktion hervorzurufen, jedoch das Schmerzempfinden so gering wie möglich zu halten. Dieses kann durch eine adäquate Position der Stimulationselektroden (Nelson 1981) sowie adäquate Definitionen der elektrischen Stimulationsparameter [159,160] erreicht werden.

Duchateau [49-51] beschrieb den sogenannten motorischen Muskelpunkt, der dem Gebiet über dem Neuromuskulären Endplatten entspricht und scheinbar den effektivsten Ort zur Elektrodenplatzierung darstellt. Der Grund dafür ist, daß die Elektrostimulation die Muskelkontraktionen über die motorischen Nervenendungen veranlaßt, die leichter erregbar sind als die Muskelfibrillen selbst. Es wurden verschiedene Elektrodengrößen verwendet, einige Autoren verwendeten eine kleine Kathode und eine größere Anode, andere wieder 2 große Elektroden, besonders an Muskeln mit mehr als einem motorischen Punkt [73,112-115]. Auch in unserer Arbeit war eine der Fragestellungen die Optimierung der Elektroden und die Reduktion der sensiblen Belästigung, neben der Hauptfrage, ob durch gezielte Variationen der Elektrostimulation in Richtung Kraftausdauertraining jene metabolisch oxidative Muskelkraftentfaltung stimulierbar ist, wie sie zur Gelenksicherung und Gelenkstabilität in der Rehabilitation notwendig ist.

1/3 Fragestellung

Den aktivierenden Einfluß tetanisierender Stromformen auf die Muskulatur der Sportler als zusätzliche Trainingshilfe haben international einige

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Autoren, aber leider mit zu großen Variationen der Methodik untersucht. Zumeist wurden Oberflächen-elektrostimulationsverfahren und isometrische Kraftmessungen der Muskulatur durchgeführt und in Beziehung gesetzt. Nur wenige Autoren geben auch histologische Ergebnisse an, die den Kraftgewinn in Relation zu morphologischen, biochemischen bzw. histologischen Veränderungen der Muskulatur setzen. Für die Rehabilitation nach Sportverletzungen gilt u.a. folgende Überlegung:

Muskelimbalancen und einseitige Muskelkraftdefizite werden oft als Folge von Operationen, Weichteilverletzungen, Gelenkspathologien, Zerrungen, aber auch bei Insertionstendopathien gefunden. Diese Muskelimbalancen bestehen oft, trotz aktiver Trainingsaufnahme und Rehabilitation durch mehrere Monate bis Jahre. Da Schutzreaktionen der Muskulatur bei Verletzungsmechanismen oft zu spät kommen und eine gut trainierte Muskulatur nur durch eingeübte Antizipation und koordinative Steuerung des Bewegungsablaufes ihre Spannung genau dann und wohl dosiert entwickelt, wenn sie gebraucht wird, ist die Beseitigung von Imbalancen und einseitigen Kraftdefiziten in der gesamten Bewegungskette für sportliche Leistung, für Rehabilitation, für Praevention und Verletzungsprophylaxe von entscheidender Bedeutung.

Diese Schutzmechanismen benötigen neben einer richtig koordinativ antizipativen Rekrutierung der Muskelfasern auch eine entsprechend histologisch morphologische Leistungsfähigkeit der Muskulatur, um diese Aufgabe zu erfüllen.

Mein Interesse war es, den Effekt der Elektrostimulation auf die Muskelkraft, aber auch auf die Morphologie und Leistungshistologie sowie die Biochemie, wie z.B. Enzymmuster, Mitochondrienvolumen, Faserhypertrophie oder Transformierung aufzuzeigen.

Folgende Fragestellungen waren zu beantworten:

1) Die erste Frage war, inwieweit die Art und Weise der Elektrostimulation, wie sie in der Physikalischen Medizin derzeit verwendet wird, für den Sport optimiert werden kann, um bei gleichem Aufwand (oder bei geringerem Aufwand) bessere Ergebnisse erzielen zu können. Diese Fragestellung enthält eine Reihe von experimentellen Gesichtspunkten, wie z.B. die Optimierung der Elektroden, die Reduktion der sensiblen Belästigung und die Vermeidung zu rascher Ermüdung durch entsprechende Variation von Stimulationsdauer, Impulsdauer und Stimulationszyklen, die auch in der Therapie genutzt werden können. Dazu sollten neben der entsprechenden Gerätekonstruktion und Elektrodenoptimierung das Ermüdungsverhalten der Muskulatur bei Stimulation in Vorversuchen analysiert werden.

- 2) Die zweite Frage war, ob durch gezielte Variation der Elektrostimulation in Richtung Kraftausdauertraining jene metabolisch oxidative Muskelkraftentfaltung in der Rehabilitation oder im Sport angeregt werden kann, die einerseits zur Gelenksstabilität und Gelenkssicherung über längere Zeit notwendig ist und andererseits die Beseitigung von Muskeldysbalancen herbeiführen kann. Weiters mußte untersucht werden, ob die zu erwartende Verbesserung im Kraftausdauerbereich morphologisch und metabolisch nachgewiesen werden kann.
- 3) Die dritte Fragestellung war, ob entsprechend einem großen internationalen Literaturüberblick und unseren eigenen Ergebnissen praktische Empfehlungen für die Elektrostimulation im Sport und in der Rehabilitation für das Krafttraining, für das Kraftausdauertraining und für das Ausdauertraining gefunden werden können.
- 4) Die vierte Fragestellung war, ob durch unsere experimentelle Untersuchung ein Beitrag zur Klärung erfolgen kann, durch welchen Effekt die Fasertransformation ausgelöst wird. Dafür bestehen derzeit verschiedene Hypothesen, die jedoch bei näherer Beleuchtung nicht schlüssig sind.

II) Grundlagen und stand des wissens

II/1 Zur Ultrastruktur des normalen menschlichen Skelettmuskels

In dieser kurzen Übersicht werden anatomische Strukturen und metabolische Systeme in einem kurzen Überblick (nach Hoppeler) angeführt soweit sie für das Verständnis der Elektrostimulation im Sport relevant sind (siehe auch Abb. 19-22). Insbesondere wurde bei diesem kurzen Überblick auf die Verhältnisse bei Ausdauer und Kraftausdauertraining Wert gelegt.

In frühen Studien erfolgte die Differenzierung der Typ I und Typ II Fasern ultrastrukturell durch Mitochondriengehalt und -verteilung. Später wurden die Fasertypen durch die Z-Band-Größe unterschieden. Payne zeigte, daß die M-Band-Weite zur Untertypisierung der Typ II-Fasern verwendbar ist. Derzeit erfolgt die Fasertypisierung auf mikroskopischer Ebene histochemisch oder neuerdings auch immunhistochemisch.

a) Kontraktilen System

Myofibrillen - Aktin und Myosin:

Proteine oder Myofibrillen machen 75 % - 85 % des Muskel- faservolumens aus. Typ IIB-Fasern haben einen signifikant höheren Myofibrillengehalt (82 %) als Typ I-Fasern (76%) oder Typ IIA-Fasern (76%). Damit sind 95 % aller Fasern z.B. des M.tib.ant. klassifizierbar im Vergleich zu standard histochemischen Techniken, mit Z-Band- Weite alleine nur 70 %. Unterschiede im Mitochondrienvolumen erlauben nur 69 % der Fasern in FT (= Typ II) und ST (= Typ I)-Fasern zu unterscheiden.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

b) Membransystem

Das sarcoplasmatische Retikulum (SR) ist wenig untersucht, obwohl es für 1/3 des totalen Energieverbrauchs der aktivierten Muskelfasern verantwortlich ist (die restlichen 2/3 gehen auf Kosten des myofibrillären Apparats).

Eine Studie berichtet, daß das totale SR (incl. T-Tubulus-System) 3,78 % des Faservolumens im *M. vast. lat.* beinhaltet.

Im menschlichen *M. quadriceps* fand Eisenberg [5,78], daß das T-Tubulus-System 0,28 % und 0,13 % des Faservolumens in FT- und ST-Fasern repräsentiert (ST-Fasern hatten Z-Band-Weite über 100 nm). Das longitudinale SR nahm 1,94 % und 1,22 % des Faservolumens in FT- und St-Fasern ein.

In beiden Fasertypen repräsentierte das junctionale SR (terminale Zysternen) 60 % und das freie SR etwa 40 % des Gesamtvolumens des longit. SR. ein.

Weiters wurde berichtet, daß die spezifische Oberflächendichte des T-Tubulus-Systems (Oberfläche des T-Tubulus-Systems pro Einheit Volumen T-Tubulus-System) etwa 65 m²/cm³ beträgt, während das des SR etwa 34 m²/cm³ in Typ II- und Typ I-Muskelfasern beträgt.

c) Sarcoplasmatischer Raum

Der sarcoplasmatische Raum beinhaltet unterschiedliche Mengen an Glykogen-Granula und Lipidtröpfchen, was sehr durch eine unmittelbar vorangehende körperliche Belastung vor der Materialgewinnung und/oder durch den Ernährungszustand beeinflusst wird.

In den Studien, die die Volumendichte der Lipide extra berechnen, beträgt der Anteil des SR-Raumes 0,5 % des Faservolumens. Höchste Volumendichte haben Typ I-Fasern, gefolgt von IIa und IIb-Fasern, meistens ohne statistisch signifikante Unterschiede. Die Nuclei und das SR werden gewöhnlich nicht als individuelle Kompartments angesprochen und repräsentieren unbekannte Fraktionen des sarcoplasmatischen Raumes.

d) Mitochondrien

Ort der oxidativen Phosphorylierung ist die innere Mitochondrienmembran, die die molekulare Organisation beinhaltet, die für die Energieverarbeitung von O₂ zu ATP verantwortlich ist.

Der Mitochondriengehalt steht in enger Beziehung bzw. korreliert mit der Kapazität des oxidativen Metabolismus. Mitochondrien sind vom Sarcoplasma durch eine kontinuierliche Außenmembran getrennt, die den gesamten Inhalt der Organelle einschließt (Abb. 20).

Die Oberfläche der inneren Drüse wird durch Faltung (Cristae) vergrößert und teilt ein äußeres Kompartiment (Intermembran-Raum) von einem inneren Kompartiment (Matrix). Alternative Anordnungen dieser Membransysteme wurde gelegentlich berichtet. Abhängig vom physiologischen Zustand der Mitochondrien nehmen die innere

Membran und die beiden Kompartments eine von zwei unterschiedlichen räumlichen Anordnungen an, bekannt als kondensierte und orthodoxe Konfiguration. Die orthodoxe Konfiguration, die meistens gefunden wird, scheint die nicht Atmungsketten-aktive Form zu sein, die kondensierte Konfiguration dürfte das Mitochondrion während der oxidativen Phosphorylierung darstellen.

Mitochondriengehalt verschiedener menschlicher Muskeln

Die totale Volumendichte von Mitochondrien im *M.vast.lat.* von Untrainierten wird mit 3,5 % bis 5,7 % angegeben. Der *M.triceps brachii* und andere Armmuskeln dürften geringere Mitochondriendichten aufweisen. (wahrscheinlich durch den geringen funktionellen Gebrauch verursacht!)

Im Schnitt beträgt der Mitochondriengehalt 4-5 %. In einer Studie werden bei 5jährigen Kindern signifikant höhere Mitochondrienfraktionen als bei Erwachsenen (35a) in denselben Muskeln berichtet.

Andere Studien berichten über minimale Unterschiede der ultrastrukturellen Parameter zwischen Kindern (6a) und Erwachsenen. Örländer verglich 69 Probanden zwischen 16 und 76 Jahren und fand eine lineare Abnahme in der Volumendichte der Mitochondrien mit zunehmendem Alter, interessanterweise nicht begleitet von einer Abnahme der oxidativen Enzymkapazitäten [178].

Mitochondrien in Muskelfasertypen

Typ I-Fasern haben die größte mittlere Volumenfraktion an Mitochondrien, gefolgt von IIa und IIb-Fasern, beim Menschen 2x so hoch in I- wie in IIb-Fasern. Bei individuellen Faser-Vergleichen gibt es Überlappungen der Volumendichte zwischen I und IIa, IIa und IIb und weniger auch bei I und IIb.

Bei Tieren gibt es zum Teil andere Verteilungen, z.B. dürften bei Pferden die IIa-Fasern mehr oxidativ als Typ I-Fasern sein.

Subsarcolemmale und interfibrilläre Mitochondrien

Zur Differenzierung sind Muskelquerschnitte notwendig (Abb. 21 u. 22).

Subsarcolemmale Mitochondrien repräsentieren 10-15 % der totalen Mitochondrienpopulation im *M. vast. lat.* von Untrainierten.

Es gibt relativ mehr subsarcolemmale Mitochondrien in Typ I- und IIa-Fasern als in IIb.

Die funktionelle Signifikanz der subsarcolemmalen Mitochondrien ist derzeit nicht klar, es bestehen Hypothesen zum aktiven Transport durch das Sarcolemm. Weibel nahm an, daß die Anordnung in unmittelbarer Nähe zu den Kapillaren die ATP-Versorgung der Myofibrillen verbessern kann [209].

Hoppeler [86] steht der Hypothese nahe, daß subsarcolemmale Mitochondrien vorzugsweise bzw. auch schwer diffundierbare Blut-Lipide als Substrat für die oxidative Phosphorylierung verwenden. Aus biochemischen Untersuchungen des Herzmuskels stammt das Wissen, daß interfibrilläre Mitochondrien

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Substrate schneller oxidieren als subsarcolemmale Mitochondrien, wobei beide Populationen ähnliche Konzentrationen von Cytochromen und Cytochrom C-Oxidase besitzen [84-89].

Ob die Unterschiede beider Populationen funktionell relevant oder durch unterschiedliche Isolierungsprozesse bedingt sind, wird diskutiert (siehe auch Ergebnisse Kapitel IV/2/b).

Mitochondrien-Feinstruktur

Interfibrilläre Mitochondrien sind langgezogene, verzweigte zylindrische Strukturen, während subsarcolemmale Mitochondrien mehr sphärisch erscheinen. Subsarcolemmale Mitochondrien mit komplexem Aussehen wurden in Herzmuskelfasern gefunden. Im Ratten-Diaphragma scheinen Mitochondrien ein kontinuierliches Retikulum darzustellen.

Beim Menschen beträgt die Oberflächendichte der äußeren und inneren Mitochondrienmembran pro Einheit Mitochondrienvolumen 15-17 und 18-23 m²/cm³. Dies ist gleich für Kontrollgruppen und Trainierte.

Die innere Grenzmembran (der Teil der inneren Membran, der direkt der Außenmembran gegenüber steht), repräsentiert 68 % der gesamten Innenmembran-Oberfläche. In einigen Studien wurde gefunden, daß die Matrix 80 % und der Intermembran-Raum 20 % des Mitochondrienvolumens beträgt.

Die Konzentration der Atmungsketten-Enzyme ist proportional zur Oberfläche der inneren Mitochondrienmembran, während das Mitochondrienvolumen (die Matrix) proportional zur Menge der Zitrat-Zyklus-Enzyme ist.

Ausdauertraining vermehrt den Mitochondriengehalt, hat aber nach herkömmlichen biochemischen und strukturellen Daten keinen Einfluß auf die innere Mitochondrienkomposition (Membranflächen und Kompartiment-Volumina).

Auch Krafttraining und chronische Elektrostimulation haben keine signifikanten Effekte auf die Oberflächendichten von innerer und äußerer Mitochondrienmembran. Die Verlässlichkeit bei der Verwendung des Mitochondrienvolumens als Basis struktureller Beschreibungen der oxidativen Kapazität und Muskelzellen beruht hauptsächlich auf der konstanten ultrastrukturellen Zusammensetzung der Mitochondrien bei verschiedenen Trainingsformen.

So werden auch letztere Größen wie das Mitochondrienvolumen = Anzahl der Mitochondrien und deren Lage in der Zelle als morphologische Kenngrößen der oxidativen Kapazität in unserer Arbeit herangezogen.

II/2 Zur elektrostimulation im tierexperiment

- a) Einleitung
- b) Stimulationsmethoden
- c) Kontraktile Parameter
- d) Ermüdungsresistenz

e) Histologische Veränderungen

f) Metabolische Veränderungen

g) Myofibrilläre Proteine

h) Zusammenfassung der Ergebnisse im Tierexperiment

a) Einleitung

Aus dem Tierexperiment lassen sich einige praxisrelevante Folgerungen für die medizinische Anwendung der Elektrostimulation am menschlichen Skelettmuskel ableiten, obwohl speziesspezifische Unterschiede eine direkte Übernahme der Erkenntnisse nicht zulassen.

Zur Objektivierung der Wirkung intensiven Elektrostimulation auf schnelle Muskeln von verschiedenen Tierspezies untersuchten viele Autoren die Veränderung von kontraktile, histochemischen, metabolischen und mikromorphologischen Parametern. Sie konnten den Ablauf einer Fasertypentransformation zu langsamen Muskelfasern dokumentieren. Diese Arbeit gibt nur einen Überblick über tierexperimentelle Ergebnisse der Typ II zu Typ I-Transformation [137-139].

b) Methoden

Es handelt sich in fast allen Studien um indirekte Stimulation von schnellen Muskeln, wie dem M. ext. dig. long. und dem M. tib. ant. über implantierte Elektroden am N. peroneus von Tieren unterschiedlicher Species mit einer Frequenz von 10 Hz, selten auch 20 oder 40 Hz, einer Impulsdauer von 0,15 bis 0,5 ms, einmal auch 1 s, bei einer adaptierten Spannung von 2-9 Volt (bei in Ausnahmefällen verwendeter percutaner Oberflächenstimulation 3-350 Volt) über mind. 8 h/Tag bis zu 24 h/Tag kontinuierliche Stimulation über eine Dauer von 2-125 Tagen, (im Schnitt über 4-8 Wochen), also eine Art Ausdauertraining durch Elektrostimulation im Tierexperiment [28].

c) Kontraktile Parameter

Schon bald nach Stimulationsbeginn können Veränderungen der kontraktile Eigenschaften von stimulierten Typ II Muskelfasern nachgewiesen werden. Schon 4-6 Tage nach Beginn der Stimulation treten charakteristische Veränderungen auf, die eine Transformation in Richtung eines langsamen Muskels andeuten und nach 2-4 Wochen ihre maximale Ausprägung erreichen: Frühzeitig beobachtete Effekte sind eine Verlängerung der time to peak von 20 auf 60 bis 80 msec, der half relaxation time von 10-15 auf 20-25 msec [117-119,175,192,208] und eine Verlängerung der Kontraktionszeit. In Übereinstimmung damit nahm der maximale Anstieg der tetanischen Spannungsentwicklung ab [21-24,191]. Bei großer Variabilität konnten weiters eine Zunahme der twitch tension (Einzelzuckungsspannung) um 15 bis 100 % ab der 2. und 4. Woche bei intermittierender Stimulation nachgewiesen werden. In den ersten 2 Wochen nach

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Beginn der Stimulation zeigte sich ein vorübergehender gegenteiliger Effekt (Verminderung von twitch- und tetanic tension), vor allem bei kontinuierlicher Stimulation [209].

Die tetanic tension (tetanische Spannung) nahm bei intermittierender Stimulation ab der 2. Woche um 12 - 13 % zu, die twitch:tetanus ratio stieg an [53,79,96,97, 117-119,127,171-177]. Auch hier gab es in den ersten beiden Wochen nach Stimulationsbeginn einen vorübergehenden gegenteiligen Effekt [209].

d) Ermüdungsresistenz

Von mehreren Autoren wurde eine verbesserte Ermüdungsresistenz an hand unterschiedlicher Tests bewiesen [21-24,94-99, 118,119,169, 174,191,197-198]. Dieser Effekt konnte auch am menschlichen Skelettmuskel bewiesen werden [52,170,194].

Die Verbesserung der Ermüdungsresistenz steht in engem Zusammenhang mit einer verbesserten Kapillarisation und mit einer verbesserten aerob oxidativen Enzymkapazität.

So besteht ein enger Zusammenhang zwischen den Erhöhungen der Citratsynthase-Aktivität und der verbesserten aerob oxidativen Kapazität [21,85,88,89,182], zur verbesserten Ermüdungsresistenz. Erhöhungen der Citratsynthase über das Ausmaß eines Herzmuskels hinaus ergeben keine weitere Verbesserung der Ermüdungsresistenz [197,198]. Eine Erhöhung der Kapillardichte nach Elektrostimulation konnte von mehreren Autoren an verschiedenen Spezies nachgewiesen werden [22,23, 3440,55,89,94-99]. Die Zunahme der Kapillardichte beruht auf einer absoluten Zunahme der Kapillaranzahl und einer relativen Zunahme durch stimulationsbedingte Abnahme der Muskelfaserdurchmesser [20,22-24,47,54,94-99, 117142,173-175,182,190203]. Außerdem ist in der Literatur auch eine altersabhängige Abnahme der Faserdurchmesser beschrieben. Insgesamt bewirkt die Vermehrung der Kapillaren bei gleichzeitiger Abnahme der Faserdurchmesser eine verbesserte Sauerstoffversorgung der Arbeitsmuskulatur, die sich in einer erhöhten Sauerstoffaufnahme stimulierter Muskulatur manifestiert [89,94-99]. Die Diffusionsstrecke wird dadurch verkürzt. Gleichzeitig nimmt der Myoglobingehalt der stimulierten Muskulatur zu (Pette et al. [175]).

e) Histologische Veränderungen

Im Rahmen der Typ II zu Typ I-Transformation berichten mehrere Autoren übereinstimmend über eine Abnahme der Fasergröße, der Faserquerschnitte, der Myofibrillenquerschnitte, über zunehmende Ähnlichkeit und Homogenisierung der Fasern, was sich in einer Abnahme der Streuweite der Faserdurchmesser ausdrückt. Es kommt zu einer relativen Zunahme des interstitiellen Bindegewebes und eine allgemeine Abnahme des Muskelgewichtes durch Abnahme der

Faserkaliber bei gleichbleibender Faseranzahl [8,47,55, 96,171-175,179,183-185,207].

In der Succinat-Dehydrogenase-Färbung (SDH-Färbung) zeigt sich ein uniformes Bild, es bestehen nur geringe Größenunterschiede, allgemein steigt die SDH-Aktivität, es kommt zu einem Verlust des Mosaikmusters bei gleichbleibender Faserzahl [171-175].

Bereits 5-12 Tage nach Beginn der Elektrostimulation ist eine quantitative Zunahme des Golgi-Apparates und des kranken endoplasmatischen Retikulums nachweisbar, was auf eine erhöhte Proteinsynthese hindeutet. Die Mitochondriendichte nimmt zu, Myofibrillen-Spaltung und -zersplitterungen treten auf, das Z-Band ist unterbrochen und wellig strukturiert. Diese Beobachtungen wurden früher als Zellzerstörung fehlinterpretiert; können aber als Ausdruck der momentanen Überforderung der Zellorganellen erklärt werden. Nach 2 Wochen ist das T-Tubulus- und SR-System deutlich rückläufig, die Mitochondriendichte stark erhöht, das Z-Band dicker, die Fibrillen sind wieder normal. Ab der 3. Woche nach Stimulationsbeginn sind die ehemaligen Typ II-Muskelfasern elektronenoptisch von Typ I-Fasern nicht mehr unterscheidbar. Nur eine Unregelmäßigkeit der myofibrillären Struktur, sehr hohe Mitochondriendichten und vermehrte Kapillaren weisen noch auf die abgelaufene Transformation hin [54,55].

Die Struktur der Zellkerne wird verdichtet, die Kerne liegen zentral und zeigen vermehrte Vakuolenbildung. In früherer neurologischer Literatur wurden diese Beobachtungen als degenerative Zeichen mißgedeutet. In Wahrheit dürfte es sich um den Ausdruck einer vermehrten Protein- und Enzym-Syntheseleistung der Zellkerne handeln. Ob unter bestimmten Bedingungen die Umwandlung von Muskelfasern über ein Zwischenstadium mit Degeneration einzelner Typ IIB-Faserpopulationen und Regeneration über Satellitenzellen erfolgt, ist nicht endgültig geklärt [54,55]. Berichte über eine verstärkte Basophilie und RNA-Akkumulation, sowie Hinweise für eine stattgehabte Phagozytose von Typ IIB-Fasern lassen die Möglichkeit offen, daß ein Teil der Typ IIB-Fasern degeneriert und durch Fasern mit höheren oxidativen Kapazitäten ersetzt wird. Kleine myoblastenähnlichen Zellen mit zentralen Kernen; die mit embryonalen HC-Myosin-Antikörpern reagieren, sind charakteristisch für regenerierende oder neue Fasern, die Typ II-Fasern ersetzen [62,142].

f) Metabolische Veränderungen:

Aerob-oxidative Enzyme

Eine Verbesserung der aerob oxidativen Enzymkapazität fanden mehrere Autoren [8,21-23, 25,47,69,82,94,97-99,120,121,127,140,169,171-178, 181-186,197,198,212]. Nachgewiesen wurden erhöhte Enzymkonzentrationen im Zitat-Zyklus an Hand einer

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

erhöhten Konzentration von CS (Citratsynthetase), SDH (Succinat-Dehydrogenase) und MDH (Malat-Dehydrogenase).

Weiters zeigte sich eine Verbesserung der Beta-Oxidation von Fettsäuren (Schlüsselenzym: 3-OH-Acyl-CoA = aktiviertes CoA) und eine Verbesserung der Ketonkörperverwertung durch sign. Anstiege der 3-OH-acyl-CoA-DH, der β -Hydroxybutyrat-DH, und der Ketoacid-CoA-TF [182,197]. Es ist offen, ob diese Veränderungen Umwandlungen innerhalb der existierenden Mitochondrienpopulation darstellen, oder ob die Elektrostimulation die Bildung einer Mitochondrienpopulation mit spezifischer Zusammensetzung bewirkt. Auch Schlüsselenzyme der Atmungskette, NADH-Zytochrom-C-Reduktase, Succinat-Zytochrom-C-Reduktase und die Cytochrom-C-Oxydase als terminales Enzym der Substratendoxidation steigen an [183].

Die Erhöhung der aeroben Enzymaktivitäten waren ab dem 4. - 6. Tag nachweisbar. Nach 2-3 Wochen werden Maximalwerte erreicht, die den Werten von Herzmuskeln entsprachen. Die erhöhten aeroben Enzymaktivitäten korrelieren mit elektronenmikroskopisch bewiesenen erhöhten mitochondrialen Volumendichten [34,55,75-77, 89,99, 182,190].

Es bestehen beträchtliche spezies-spezifische Unterschiede und es scheint, daß das Ausmaß der Enzymerhöhungen in Beziehung zu den spezifischen initialen Enzymaktivitäten des aerob-oxidativen Stoffwechsels des jeweils untersuchten Muskels steht.

Aerober und anaerober Glucosestoffwechsel

Eine der frühesten Veränderungen des Enzymmusters betrifft den aeroben und anaeroben Glucosestoffwechsel. Es kommt zu einer Zunahme der Glucose-6-Phosphat-DH und der HK (Hexokinase)-Aktivität, insbesondere der HK II-Aktivität.

Die Zunahme der HK läßt sich schon nach 2 Tagen nachweisen, nach 2 Wochen beträgt der Anstieg das 7- bis 10fache im Typ II-Muskel des Kaninchens, das 14fache beim M. tibialis ant. der Ratte. Diese Zunahme der Hexokinaseaktivität ist bedingt durch eine vermehrte Hexokinase II Synthese die schon 2 Stunden nach Beginn der Elektrostimulation beobachtet werden kann [178]. Der Rückgang der HK II Erhöhung nach mehr als 3 Wochen Elektrostimulation verläuft ähnlich wie nach Beendigung einer Elektrostimulation und dürfte einem Wiederübergang zum Fettstoffwechsel-Metabolismus, im Sinne eines neu erreichten steady state zwischen Glykolyse und Beta-Oxidation entsprechen [178]. Die Enzyme der β -Oxidation benötigen etwa 2-3 Wochen zu einem biologisch relevanten Anstieg. Damit sinkt der Bedarf der glycolytischen Energiebereitstellung.

Anaerobe Enzyme

Hand in Hand mit der Verbesserung der aerob oxidativen Kapazität der Muskelzellen kam es in den o.a. Stimulationsexperimenten zu einem Rückgang

anaerober zytoplasmatischer Enzymaktivitäten, sowie zu einer Verminderung der Enzyme der anaeroben Glykolyse [81]. Nachgewiesen wurden diese Auswirkungen vor allem durch niedrigere LDH (Lactat-Dehydrogenase), Aldolase, PK (Pyruvat-Kinase) Glycerinaldehydphosphat-DH (GADPH) und Fruktose-1,6-bi-Phosphatase-Aktivitäten.

Es finden Verschiebungen im Isozymmuster der Phosphorylase-Kinase und der LDH statt in Richtung Typ I-Fasertypenspezifischer Isozymmuster statt [197,198]. Auch hier liegen spezies-spezifische Eigenheiten vor.

g) Myofibrilläre Proteine: HC und LC Myosin

Elektrostimulation bewirkt auch im Bereich der myofibrillären Proteine eine Änderung der Zusammensetzung. Die meiste Beachtung wurde dabei den Veränderungen des Myosins gewidmet. Die myofibrillären Proteine des kontraktile Apparats von verschiedenen Muskelfasertypen besitzen auf grund ihrer unterschiedlicher Kontraktionseigenschaften eine fasertypenspezifische Zusammensetzung [102].

Myosin

Die kontraktile Elemente, insbesondere das Myosin besitzen eine fasertypenspezifische Zusammensetzung für unterschiedliche Kontraktionsgeschwindigkeit und unterschiedliche Kontraktions-eigenschaften [36].

Das Myosinmolekül mit einem Molekulargewicht von 500 000 stellt das kontraktile Hauptprotein dar. (ca. 50% des gesamten Muskelproteins). Es besteht aus 2 Ketten: dem Schwerketten- (HC=heavy chain) und dem Leichtketten- (LC=light chain) Isomyosin, die ebenfalls fasertypenspezifische Zusammensetzung aufweisen

Ursprünglich wurden ganze Muskelextrakte, in jüngerer Zeit vermehrt auch Einzelfasern analysiert [203]. Nähere Beachtung fand die Analyse von HC- und LC-Myosin-Isoformen.

LC-Myosin (Leichtketten-Myosin)

Nach Elektrostimulation kam es zu einer Transformation des für Typ II-Fasern typischen Myosins in ein für Typ I-Fasern typisches Myosin, erstmals nachgewiesen an Hand des Leichtkettenmyosinmusters, später auch an hand anderer Myosinbestandteile. [24,25, 36,76,79, 99,140, 146,173,191,202, 203,205].

Die Typ II zu Typ I-Transformation der LC Myosin-Isoformen braucht mindestens 3 bis 8 Wochen, eine nahezu komplette Transformation dauert insgesamt bis zu mehreren Monaten. Oft kommen gleichzeitig Hybridformen in ein und der selben Muskelzelle vor [203]. Insbesondere bei Ratten wird nur ein Teil des Typ II Myosins umgewandelt.

HC-Myosin (Schwerketten-Myosin)

Mit Hilfe von Elektrophorese-Untersuchungen unter denaturierten Bedingungen wurden auch Umwandlungen im Bereich der Schwerketten Myosin-

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Isoformen nachgewiesen. Mit der zeitlichen Dauer der Stimulation nehmen die langsamen Myosin-Isoformen auch im HC-Muster zu [35,120,140,202,203]. Wie auch bei Einzelfaseranalysen bewiesen werden konnte, erfolgt ein schrittweiser Ersatz von schnellem HC Myosin zu langsamen HC Myosin (HCIIb wird über HCIIa zu HCI umgewandelt [203].

h) Zusammenfassung der Transformationschritte Typ II -> Typ I

Bei genügend langer Niederfrequenz-Elektrostimulation findet, ähnlich wie bei Kreuzreinnervationsexperimenten, eine komplette Fasertransformation von Typ II-Fasern in Typ I-Fasern statt. Bei Dauerstimulation erfolgt eine komplette Transformation nach etwa 30 Tagen.

Es erfolgt eine grundlegende biochemische Adaptation im metabolischen Bereich. Das Enzymmuster wird durch die geänderte funktionelle Belastung auf den aerob oxidativen Bereich umgestellt. Gleichzeitig vermindert sich die Konzentration von anaeroben Enzymen und die Konzentration von Energieträgern im Muskel (ATP, CP).

Schon frühzeitig ändern sich die kontraktile Parameter der Muskelzellen in Richtung langsamer Muskelfasern.

Die für Typ II-Fasern charakteristischen Isoformen des Myosins werden in Typ I-Fasern typische Isoformen umgewandelt. Nach genügend langer Stimulation erfolgt eine nahezu komplette Umwandlung der Leicht- und Schwerekettenmyosin-Muster.

Der erhöhte Substratbedarf wird durch vermehrte Kapillarisation gedeckt.

Die beeindruckende funktionelle Anpassungsfähigkeit (=Plastizität) der Muskulatur ist speziesspezifisch unterschiedlich und wird durch verschiedene Zusatzfaktoren wie Dehnung, Hormonstatus, Alter, e.t.c. beeinflusst.

Selbst ausdifferenzierte Skelettmuskelfasern sind trotzdem in der Lage, ihren Phänotypus als Antwort auf geänderte funktionelle Anforderungen zu ändern.

II/3 Elektrostimulation im sport, bisher bekanntes

Die Elektrostimulation im Sport wird zur Leistungssteigerung bei gesunden Sportlern und in der Rehabilitation nach Sportverletzungen zum Ausgleich lokaler Muskelschwächen etc. eingesetzt [106].

In diesem Kapitel habe ich den Stand des Wissens in einer internationalen Literaturübersicht und meine Erfahrungen und Ergebnisse der letzten Jahre zusammengestellt.

Die Anwendungsbereiche der Elektrostimulation sind mannigfaltig. Zum besseren Verständnis der bisher bekannten Effekte und Wirkungsweisen, die von der Methodik, von der Intensität und vom Umfang der Elektrostimulation abhängig sind und da von den

Autoren sehr unterschiedliche Teilaspekte bearbeitet wurden, habe ich folgende Einteilung getroffen:

- a) Kraftsteigerung
- b) Ausdauer-Verbesserung der Muskulatur
- c) Histologisch, morphologische Adaptierung
- d) Enzymatische Adaptierung
- e) Neurale Adaptierung
 - Koordination, Synchronisation
 - Rekrutierungsrate
 - Frequenzsteigerung der Vorderhornzellen
 - Reintegrierendes Koordinationstraining,
 - Transfereffekte
- f) Ödemreduktion nach Sportverletzungen und bei postoperativen Schwellungszuständen
- g) Funktionsverbesserungen während der Rehabilitation

Der hohe Stellenwert der Elektrostimulation und Elektrotherapie in der Rehabilitation nach Sportverletzungen wird durch die internationale Literatur der letzten Jahre bestätigt. Insbesondere kann die Elektrostimulation eine wertvolle Unterstützung bei der Verminderung von Muskelatrophien, bei Wiederherstellung der Muskelkraft, beim Abbau schmerzhafter Schwellung und bei der Verbesserung des Bewegungsausmaßes nach Verletzungen sowie während/nach Immobilisation sein. Außerdem gelingt es bei schmerzhaften Prellungen, Zerrungen und Verstauchungen durch Elektrostimulation, die Rehabilitationszeit zu verkürzen und die Rückkehr in den Wettkampfsport durch selektives Muskeltraining etc. zu beschleunigen [72]. Bei der Rückkehr in den Wettkampfsport bzw. in den sportlichen Trainingsbetrieb gilt es oft, durch Elektrostimulation lokale Muskelschwächen auszugleichen bzw. zu überwinden.

Erst in den letzten 2 Jahrzehnten gibt es Forschungsergebnisse über die Anwendung der Elektrostimulation zur Leistungssteigerung bei gesunden Sportlern. Hier sind zumeist Vergleiche zwischen Willkürtraining und Elektrostimulation hinsichtlich Kraftsteigerung getätigt worden. Wenige Arbeiten beschreiben eine Ausdauerverbesserung und auch neurale Anpassungsmechanismen. Nur in Ausnahmefällen werden histologische bzw. enzymatische Ergebnisse berichtet. Genau diesen Bereich sollte die nun vorliegende Arbeit abdecken helfen.

Seit den Berichten über exorbitante Kraftsteigerungen von 30-50% innerhalb von 19 Tagen Elektrostimulation bei Spitzensportlern [5,124,125] sowie den früheren mündlichen Mitteilungen über "Elektrisches Doping" aus den früheren Ostblockstaaten wurde der Elektrostimulation der Muskulatur bei gesunden Sportlern seit Beginn der 70iger Jahre vermehrt Augenmerk geschenkt.

Mit der Öffnung der Grenzen und den politischen Veränderungen werden diese z.T. Fabelberichte auf das richtige Maß reduziert. Nach wie vor aber gibt es

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Angaben, z.B. von Blümel, der im Spitzensport eine Leistungssteigerung von 50% durch Elektrostimulation innerhalb von 3 Wochen erzielt haben will. Entsprechend der internationalen Literatur und eigenen Erfahrungen kann man diese exorbitanten Kraftzuwächse jedoch eher als Wunschdenken und politisch gefärbte Wunschergebnisse interpretieren. Auch gelang es seither keinem Autor, so hohe Kraftgewinne bei gesunden Sportlern zu bestätigen.

Vielmehr stimmen die Autoren überein, daß die durch Elektrostimulation möglichen Kraftgewinne kleiner oder gleich, aber nicht größer als die bei Willkürtraining sind.

Stärkere Kraftgewinne werden nur bei Versuchen an Normalpersonen, an untrainierten oder sogar geschwächten Muskeln, sowie an der nicht dominanten Seite oder bei Frauen und untrainierten Männern berichtet. [58,107,187,196].

Demnach wird die Elektrostimulation oft als unterstützende Methode zum Willkür-Training eingesetzt, kann aber dieses nicht ersetzen. Dies erscheint offensichtlich, da die durch Elektrostimulation erreichbaren Muskelspannungen nur ca. 50-85% der maximalen Willkürkraft [50,115], erreichen können. Nur wenige Autoren geben größere Muskelspannungen als willkürlich erzielbar an [60,61,105,108,124,125,161]. Nach Angaben von Kots könnten durch die Elektrostimulation alle motorischen Einheiten gleichzeitig erregt und eine größere Kontraktionsspannung als willkürlich erreicht werden. Dabei wird die Stimulation von den Autoren über den motorischen Punkt oder mittels implantierter Elektroden am Nerv ausgelöst.

Den meisten anderen Autoren, so auch uns, ist es nicht gelungen, die von Kots berichteten Ergebnisse zu reproduzieren. Sicherlich ist dabei der durch Elektrostimulation ausgelöste Schmerz der limitierende Faktor. Andererseits spielen bei der Bestimmung der maximalen Willkürkraft psychologische Momente, Motivation, Schmerzhemmung und Konzentration sowie Gewöhnung an die Meßapparatur eine entscheidende Rolle. Nur wenige Studien berichten über keinen Kraftgewinn durch Elektrostimulation. Die Erklärung dafür liegt wahrscheinlich in einer insuffizienten Methodik, z.B. in einer sehr kurzen Impulsbreite von 0,04 msec. [43,158]. Zumeist wurde die Elektrostimulation zur Steigerung der Muskelkraft oder zum Ausgleich von Funktionsdefiziten bzw. Muskelschwächen in der Rehabilitation studiert. Erst neuere Veröffentlichungen geben neben der Kraftsteigerung auch Angaben über Muskelhistologie, computertomographische Muskelquerschnittberechnungen, kontraktile Parameter, neuronale Verbesserungen, enzymatisch metabolische Verbesserung, Ödemreduktion und Koordinations- bzw. Synchronisations-Verbesserungen durch Elektrostimulation an.

Manche wenden sich der faserspezifischen Stimulation zu, welche durch die fälschliche direkte Übernahme aus dem Tierexperiment (= 10 Hz Stimulation für Ausdauertransformierung) international 1 Jahrzehnt in die falsche Richtung interpretiert wurde.

Alle Arbeiten über Elektrostimulation sind jedoch nur bedingt miteinander zu vergleichen, da sie große methodische Unterschiede in der Stimulation, im Trainingsprotokoll, im Testverfahren, aber auch in der Auswahl der stimulierten Muskeln aufweisen. Verschiedene Muskeln haben unterschiedliche Faserzusammensetzung und reagieren unterschiedlich auf die verwendete Elektrostimulation (Frequenz, Amplitude, Dauer und Häufigkeit der Stimulationen). Erst in jüngster Zeit gibt es neuere Studien, die den Skelettmuskelmetabolismus nicht mit Biopsien, sondern mit einer nicht invasiven Methode, der NMR-Spektroskopie, studieren.

Matheson et al. untersuchten 1992 die Effekte kontrollierter elektrischer Stimulation mit verschiedenen Stimulationsparametern auf die oxidativen und glykolytischen Enzyme [147]. Stimuliert wurde *M. rectus fem.* gesunder Eishockeyspieler mit verschiedenen Frequenzen sowie Stimulations-Pausen-Verhältnissen. Die größten metabolischen Veränderungen traten bei einer Stimulation mit 12 Hz, in einem Stimulations-Pausenverhältnis von 1:1 auf. Nur bis zu dieser Frequenz war der aerobe Metabolismus fähig, ausreichend ATP bereit zu stellen, ab 12 Hz kam es zu einem Absinken des pH sowie einem Anstieg des Pi zu PCR Verhältnisses (= glykolytische Aktivität). Eine mögliche Interpretation dieser Arbeit, die jedoch nur die momentanen während Stimulation auftretenden metabolischen Veränderungen aufzeigt, ist, daß die bei der Elektrostimulation angewandte Frequenz von 12 Hz die bei Willküraktivität der Typ I Fasern auftretende Feuerungsrate simuliert, während die Stimulationsintensität Auswirkung auf die räumliche Rekrutierung hat. Bis heute war die Frage offen, ob das Ausmaß der Elektrostimulation oder ein spezielles Stimulations-regime für die Änderung des Muskelfaserphänotyps ausschlaggebend sind. Auch in den zahlreichen Tierexperimenten konnte bis jetzt keine eindeutige Antwort gegeben werden (siehe Kapitel V). Zum besseren Überblick war es notwendig, die folgende Kapitel-Einteilung vorzunehmen. Die getroffene Unterteilung soll helfen rascher und systematischer einen Überblick über den derzeitigen Stand des Wissens zu erhalten, ohne jedoch den Gesamtzusammenhang und die gegenseitige Abhängigkeit einzelner Effekte außer Acht zu lassen.

II/3/a Kraftsteigerung durch Elektrostimulation

Seit den Berichten von Kots [124,125] über eine 38-50%ige Kraftsteigerung durch Elektrostimulation innerhalb von 19 Tagen nicht nur bei Gesunden,

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

sondern auch bei trainierten Athleten haben sich einige Forscher diesem Kapitel zugewandt.

Sie verglichen die Elektrostimulation mit willkürlichem zumeist isometrischem Training und teilweise mit nicht trainierten Kontrollgruppen. Die meisten Autoren [6,41,42,57,63,66,73,103,126, 129, 150, 157,196] verwendeten den *M. quadriceps femoris* und berichteten über Kraftsteigerung durch beide Versuchsanordnungen gegenüber untrainierten Vergleichsgruppen. Das Ausmaß der Kraftsteigerung war durch Elektrostimulation und Willkürtraining ähnlich, zumeist lag jedoch der Kraftgewinn durch Elektrostimulation unter dem, der durch Willkürtraining erzielt wurde. Stets wurde ein ungefähr gleicher zeitlicher Aufwand verglichen, jedoch wird über einen deutlichen Unterschied in der Intensität berichtet. Diese lag beim Training zwischen 80 und 120% der maximalen isometrischen Willkürkraft (gemessen zu Beginn des Trainings) und bei der Elektrostimulationsgruppen zwischen 30 und 70% der maximalen isometrischen Willkürkraft. Die Maximalwerte für die Anspannung werden von Kots höher als die Willkürkraft angegeben. In den eigenen Versuchen [110-113] konnten wir maximal 85% der maximalen isometrischen Willkürkraft bei 90° Kniebeugewinkel mittels Oberflächenstimulation erzielen. Currier und Mann [41,42] berichteten, daß Elektro-stimulation in Kombination mit aktivem Training praktisch keine besseren Ergebnisse als jeweils Elektrostimulation oder Willkürtraining alleine bringt. Garhamer et al. [63] verglichen die Elektrostimulation unterschiedlich aktiver Probanden (sitzende Bürotätigkeit, sportlich aktive Probanden und solche, die einem regelmäßigen Krafttraining nachgingen). Die Stimulation erfolgte während der isometrischen Kontraktion. Der Kraftgewinn war bei den Probanden mit sitzender Beschäftigung deutlich höher als bei den sportlich aktiven, am geringsten bei der speziell krafttrainierenden Gruppe.

Anzil et al. [6] fand einen höheren Kraftgewinn bei der elektrostimulierten Gruppe (13,21%) gegenüber der isometrischen Trainingsgruppe 9,74%. Bemerkenswert ist, daß der Zeitaufwand für die gleiche statische Kraftzunahme bei der Elektrostimulation um 1/3 geringer war. Godfrey [66] erzielte innerhalb von 3 Wochen (10 sec. Stimulationsdauer, 50 sec. Pause, 12 Wiederholungen täglich mit maximaler isometrischer Intensität) eine Kraftzunahme von 45,9% während die isometrisch trainierende Vergleichsgruppe 36,9% erzielte. Dem gegenüber fanden Mc Miken et al. [150] bei beiden Versuchsgruppen keinen wesentlichen Unterschied im Kraftgewinn des *M. quadriceps femoris* (isometrischer Kraftzuwachs von 25% +/- 6,9 bzw. elektrischen Kraftzuwachs von 22% +/- 5,3). Auch hier ist die kurze Trainingszeit von 3 Wochen und der Kraftgewinn in beiden Gruppen von 25% bemerkenswert.

Selkowitz [196] konnte einen elektrisch stimulierten höheren Kraftgewinn von 45% gegenüber 18% in der isometrischen Trainingsgruppe feststellen. Die Stimulations- und Trainingszeit wurde gleichgehalten.

Wolf et al. [214] stimulierten zusätzlich während der dynamischen Bewegung, aber nur während der letzten 12 Trainingssitzungen. Sie konnten neben Ausdauer-verbesserungen auch funktionelle Verbesserungen beobachten (siehe dort) und erzielten durch die Elektrostimulation einen deutlich höheren Kraftgewinn als die willkürlich trainierende Vergleichsgruppe (+16% nach 3 bzw. 6 Wochen), sowie eine Verbesserung der Sprungfähigkeit, eine Steigerung der möglichen Wiederholungen beim Krafttraining verbunden mit schnelleren Sprintzeiten.

Nur wenige Autoren verwendeten andere Muskeln, um die unterschiedlichen Kraftgewinne durch Elektrostimulation und Willkürtraining zu testen.

So untersuchte Alon [3] an der Bauchmuskulatur; Kahanowitz [109] an der Rückenmuskulatur; Davies [43,44] am *M. interosseus dorsalis I* an der Hand; Canon und Cafarelli [33], Duchateau und Hainaut [50] und Edwards [52] am *M. Adductor pollicis*; Rutherford and Jones [188] am *M. adductor pollicis* und *M. interosseus dorsalis I*. Der *M. tib. ant.*, der im Tierexperiment der meist untersuchte Muskel ist, wurde nur von Scott [194] für seine Untersuchungen verwendet. Cabric und Appel [7,29] verwendeten den *M. Triceps surae*. Alon [3] und Kahanovitz [109] berichten über teilweise große Kraftgewinne und führen dies auf die relative Untrainiertheit der Bauch- und Rückenmuskulatur zurück.

Als Erklärung für den Kraftgewinn durch Elektrostimulation geben Delitto und Snyder-Mackler [46] 2 mögliche Mechanismen an:

- Erstens durch einen ähnlichen Effekt wie beim Willkürtraining. Somit sollten auch mit Elektrostimulation zur Kraftvermehrung hohe Intensitäten bei niedriger Wiederholungsanzahl und wenigen Serien durchgeführt werden.
- Der zweite mögliche Mechanismus wird in einer selektiven Änderung der Typ II Faser-Rekrutierung gesehen (siehe neurale Effekte).

Der Grad der Kraftsteigerung scheint jedoch von der Intensität der Stimulation, die vom Sportler toleriert werden kann, und besonders vom Trainingszustand der Muskulatur zu Beginn der Elektrostimulationsbehandlung abzuhängen. Je höher die Stimulationsintensität, umso größer ist die Zahl der Muskelfasern, die durch die Elektrostimulation erreicht bzw. depolarisiert werden. Dies gilt vor allem für größere Muskeln und große Elektroden, wie z.B. Elektrostimulation des *M. quadriceps*, bei welchem üblicherweise 40-60% der maximalen Willkürkraft (Duchateau [50,52]) bzw. bis 85% (Kern [115]) erreicht werden können.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Die in der Literatur oft angegebenen größeren Kraftgewinne durch Elektrostimulation sind zumeist auf einen niedrigen Ausgangswert nach Verletzung, nach Immobilisation oder bei Stimulation des nicht dominanten Beines oder von relativ untrainierten Normalpersonen, insbesondere Frauen, zurückzuführen.

Die Größe des Kraftgewinnes, die von den Autoren angegeben wird, schwankt bei Elektrostimulation zwischen 10 bis zumeist 20% [141,144,145,163].

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß Elektrostimulation zur Kraftsteigerung eine Möglichkeit zur Unterstützung des Willkürtrainings darstellt, daß beim gesunden Sportler lokale Kraftverbesserungen zu verzeichnen sind, die jedoch maximal gleich, zu meist jedoch geringer ausfallen als beim Willkürtraining.

II/3/b Ausdauer-Verbesserung der Muskulatur durch Elektrostimulation

Überaus zahlreiche Veröffentlichungen in den letzten 20 Jahren berichten über eine Verbesserung der Muskelausdauerleistung durch Elektrostimulation in Tierversuchen, wobei sehr niedrige Frequenzen (ca. 10 Hz) und sehr lange Stimulationszeiten (bis zu 24 Stunden pro Tag) verwendet wurden. Für weitere Informationen siehe Kapitel II/2 und Review Pette und Vrbova [179].

Bei Versuchen am Menschen konnte durch eine 6wöchige Elektrostimulation mit 5-10 Hz, submaximaler Intensität und einer Stimulationsdauer bis zu 3 Stunden täglich ebenfalls eine Verbesserung der Ausdauereigenschaften der Muskulatur nachgewiesen werden (z.B.: Edwards [52]; Rutherford und Jones [188] im *Adduktor pollicis*; Scott [194] im *Tib. ant.*). Durch diese niederfrequente Stimulation kam es jedoch zu einer Kraftabnahme, die laut Rutherford und Jones [188] aber durch einige Sitzungen mit hochfrequenter Stimulation (60-80 Hz) vermindert werden konnte.

Die Untersuchungen von Duchateau und Hainaut [50] mit 10minütiger Elektrostimulation von 100 Hz über 6 Wochen ergaben keine Verbesserung der Muskelausdauer, wogegen Willkürtraining die Muskelermüdung signifikant reduzierte. Duchateau und Hainaut halten aber die Verbesserung der muskulären Ausdauer durch längere Stimulations-sitzungen für möglich.

Dem gegenüber berichteten Alon und Kahanovitz bei ihren Untersuchungen an der Bauchmuskulatur und an der Rückenmuskulatur von einer deutlichen Verbesserung der Ausdauereigenschaften durch Elektrostimulation.

Gauthier [65] zeigt an gesunden sitzenden Personen bei sehr hoher Schwellldauer von 55 sec. on und 2 sec. Pause, über 3 Stunden täglich, 6 Tage pro Woche, 6 Wochen lang eine deutliche Zunahme des oxidativen Potentials, nämlich der MarkerEnzyme des

ZitronensäureZyklus und der Beta-Oxidation des Fettstoffwechsels bei nur geringen Änderungen der glykolytischen Enzyme. Die Steigerung der Enzymwerte durch Elektrostimulation ist mit jenen Werten vergleichbar, die bei Untrainierten durch Ausdauertraining oder intensives Intervalltraining erreicht werden können.

In dieser Studie beträgt die tägliche Anzahl der Stimuli ca. 79.000, wobei wahrscheinlich auch vorwiegend die Typ IIa-Fasern angesprochen werden.

Ikai [104] untersuchte als einer der Pioniere den Effekt der Elektrostimulation auf die Ausdauerleistungsfähigkeit des *M. adduktor poll.* mit einem 12-13 wöchigen Training. Für die einfache Daumenbewegung konnte die Ausdauerleistungsfähigkeit durch Elektrostimulation um 13 % mehr als bei Willkürtraining erhöht werden.

Wolf [214] gab eine Verbesserung der Wiederholungsanzahl der dynamischen Trainingsbewegungen (Kniestreckung) und eine signifikante Verbesserung der Sprintzeiten an. Die morphologischen Veränderungen in Richtung Ausdauer werden nur von Hoppeler [87] sowie Salmons und Henriksson [190] angegeben. Henriksson [82] verglich die Effekte von nieder-frequenter Elektrostimulation beim Tier mit den Auswirkungen eines Ausdauertrainings bei Sportlern hinsichtlich morphologischer und enzymatischer Veränderungen.

Die Unterschiede waren hauptsächlich quantitativer aber nicht qualitativer Natur:

Es kam zu einer Vermehrung des Gehalts der mitochondrialen oxidativen Enzyme sowie der absoluten Zahl der Muskelkapillaren.

Während die Untersuchungen Richtung Ausdauertraining mit Elektrostimulation beim Tier in den letzten 20 Jahren extrem zahlreich sind, beim Menschen hinsichtlich Willkürtraining in den letzten 15 Jahren auch hervorragende Arbeiten geleistet wurden, so stehen diese Ergebnisse einer nur geringen Anzahl von Stimulationsversuchen an Sportlern zur Verbesserung der Ausdauer und Kraftausdauereigenschaft gegenüber. Dieser Umstand war auch ausschlaggebend dafür, daß wir in Zusammenarbeit mit Hoppeler und Reichmann den morphologischen Veränderungen und enzymatischen Veränderungen bei der Elektrostimulation an gesunden Sportlern nachgingen.

Binder-Macleod und Barker [14] brachten eine interessante Studie über Elektrostimulation mit variablen Frequenzen und ihre Wirkung auf Kraftentfaltung und Ausdauer. Stimuliert wurde der menschliche *M. quadriceps femoris* mit 300 msec. dauernden Impulspaketen, 1x pro Sekunde, für 3 min.

Die Stimulationsfrequenz betrug im ersten Versuch 80 Hz, im zweiten 40 und im dritten 20 Hz. Im 4. Versuch wurde während der Stimulation die Frequenz zwischen 80 und 20 Hz variiert. Gemessen wurde die Kraft bei 100 msec., die durchschnittliche Kraft bei jeder

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Kontraktion sowie die Maximalkraft für jede 30ste Kontraktion.

Ab der 60sten Kontraktion war die durchschnittliche Kraft bei den variablen Frequenzen signifikant höher, als bei jeder einzelnen konstanten Stimulationsfrequenz. Außerdem kam es zu einer Erniedrigung der Ermüdbarkeit gegenüber konstanter Stimulation mit höheren Frequenzen.

Bei vielen Bewegungsmustern im Alltag müssen die Muskeln repetitive submaximale kurzdauernde Kontraktionen mit einer schnellen Kraftproduktion vollführen. Um dieses natürliche Bewegungsmuster (z.B. die *M. quadriceps*-Aktivität beim Gehen) mit der Elektrostimulation zu simulieren, würde es einer hohen Frequenz (z.B. 80 Hz), einer beträchtlichen Intensität sowie einer kurzen Dauer der Impulsserien (300 msec.) bedürfen. Dieses Stimulationsprotokoll hat aber den Nachteil einer raschen Ermüdbarkeit der Muskelfaser (N.B. Die Autoren lassen jedoch den Umstand der neuralen Antizipation bei schnellen Bewegungsabläufen völlig außer acht!). Die Verwendung niederfrequenter Impulsserien (z.B. 20 Hz) würde geringere Ermüdung hervorrufen, aber einen geringeren Kraftanstieg als bei höherfrequenter (40-80 Hz) Stimulation. Eine Alternative, die die Vor- und Nachteile der nieder- und hochfrequenten Stimulation vereint, ist die Verwendung der von Binder-Macleod angewandten variablen Stimulationsart, bei der innerhalb der Impulsserie mit hoher Frequenz begonnen wird, gefolgt von einer niederfrequenten Komponente. Dieses Stimulationsprotokoll induziert eine hohe Kraftentfaltung sowie einen schnellen Kraftanstieg bei geringerer Ermüdung.

II/3/c Histologische, morphologische Adaptierung durch Elektrostimulation

In den letzten Jahren rücken neben Kraftmessungen bei Sportlern auch leistungshistologische Untersuchungen der Muskulatur in den Vordergrund, um der Frage nachzugehen, inwieweit durch spezifische Trainingsmaßnahmen und Elektrostimulation ein definierter Fasertyp bevorzugt beeinflusst werden kann [67].

Daß Kraftsteigerung und Faserhypertrophie parallel verlaufen können, zeigen die ersten morphologischen Arbeiten beim willkürlichen Training [58,104,105,151, 152,193]. Sonographische und computertomographische Untersuchungen von Singer [199] fanden keinen Unterschied im Muskelquerschnitt nach 4 Wochen Elektrostimulation. Maughan et al. [148] zeigten ebenfalls, daß die trainingsbedingten Änderungen der Muskelkraft nicht unbedingt mit der Querschnittsvergrößerung eines Muskels einhergehen. Eriksson et al. [57] fanden ebenfalls keinen Unterschied in der Fasergröße nach Elektrostimulation. Erst die Arbeiten von Appel und Cabric in den Jahren 1982-88 zeigen neben der Kraftsteigerung auch eine Muskelfaservergrößerung durch die Stimulation.

Cabric [29] fand neben einer deutlichen elektrisch induzierten Kraftsteigerung um 50% auch eine Verbesserung des Kapillarnetzes. Es kam zu einer Zunahme der Kapillardichte um 27,3 bzw. 31,2% sowie einer Verringerung der interkapillären Distanz auf 11,1%. Das Verhältnis Kapillaranzahl zur Faserfläche nahm durch Elektrostimulation signifikant zu. Er konnte damit einen positiven Effekt der Elektrostimulation auf die Kapillarversorgung der Muskulatur nachweisen. Dabei hatten unterschiedliche Stimulationsfrequenzen keinen Einfluß auf die Kapillaradaptation. Vielmehr spielten die gesteigerte Durchblutung und mechanische Faktoren als Stimulus für das Kapillarwachstum eine entscheidende Rolle.

Cabric [32] untersuchte den Einfluß der sinusoidaler Stromformen auf die Fasergröße, das Kernvolumen und den DNA-Gehalt im Kern der Muskelzelle. Er fand dabei eine Zunahme der Fasergröße um 20% (3.321 mm^2 - 3.979 mm^2), der Kerngröße in Typ II-Fasern um 50 % und in Typ I- Fasern um 20%, eine Abnahme der Heterochromatin-fraktion in beiden Fasertypen sowie eine Zunahme der Mitochondrienfraktionen in Typ I-Fasern von 36,9 gegenüber 39,4% und in Typ II-Fasern um 14,1 gegenüber 21,9% nach Stimulation. Ebenso fand er eine DNA-Zunahme im einzelnen Kern vor allem in Typ II-Fasern, was als Indikator für erhöhte Zellaktivität angesehen werden kann. Die Zunahme der Kerngröße überwiegend der Typ II- Fasern gegenüber den Typ I-Fasern wird von Cabric als entscheidender frequenzabhängiger Stimulations-effekt gesehen. Alle Ergebnisse von Cabric, die aus dem Gastrocnemiuskopf gewonnen wurden, können nicht auf andere Muskelgruppen übertragen werden, da der Gastrocnemiuskopf der glykolytische Muskel des menschlichen Körpers ist und wir hier ca. 40-60 % Typ IIB-Fasern haben. Demgegenüber ist der Typ IIB-Faser-Anteil im *Vastus lat.* nur 10-20 %. Es könnte also durchaus sein, daß die hohe Anzahl von Typ IIB- Fasern, die mit relativ wenigen Stimuli pro Tag auskommen, durch die entsprechende Stimulation so weit zur Adaptierung gereizt werden, daß sie ihren rein glykolytischen Stoffwechsel aber auch ihre Faserstruktur der geforderten zusätzlichen Muskelleistung durch die Elektrostimulation anpassen wollen. Das heißt, daß dieselbe Stimulation auf eine Typ I und Typ IIA-Faser Population eines Muskels, wie z.B. des *M.vastus lat.*, eine viel geringere oder zum Teil überhaupt keine Auswirkung hervorrufen könnte, jedoch bereits vom Umfang her ausreicht, um für die IIB Fasern einen genügend großen Trainingsreiz darzustellen.

II/3/d Enzymatische Adaptierung durch Elektrostimulation

Sehr wenige Autoren haben die enzymatischen metabolischen Effekte der Elektrostimulation beim Sportler bzw. gesunden Probanden untersucht. Hier sind vorwiegend zahlreiche Arbeiten aus

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Tierexperimenten die Grundlage unseres Wissens und wir versuchen, ähnliche Effekte beim Menschen nachzuweisen. Beim vorgeschädigten oder durch z.B. Immobilisation schwachen Muskel zeigen nur wenige Autoren, daß neben der Kraft und Muskelmasse auch die oxidativen Enzyme durch Elektrostimulation verbessert werden können [56,115,130,131].

Gauthier [65] untersuchte biopsisch die durch Elektrostimulation (3 Stunden täglich, 6 Tage pro Woche, 6 Wochen, 8 Hz, Impulsbreite 0,3 msec., 55 sec. on, 2 sec. off) bedingten Veränderungen der oxidativen Kapazität bei Gesunden, die keiner regelmäßigen sportlichen Aktivität nachgingen. Stimuliert und biopsiert wurde der *M. vastus lat.* Es kam zu einem signifikanten Anstieg der Hauptenzyme des Citrat-Zyklus und der Fettsäure-Oxidation. Die Autoren schließen daraus, daß eine niederfrequente Elektrostimulation über 6 Wochen das Stoffwechselprofil signifikant verändern kann.

Houston [91] fand durch Muskelbiopsien vor, nach 30 und nach 60 min. Elektrostimulation, mit 2 unterschiedlichen Stimulationsfrequenzen (bei gleicher Gesamtimpulszahl) zumeist keine biochemischen Unterschiede. Es kam jedoch zu einem sign. Anstieg von Muskellactat (1,2-3,0 mmol) und Citrat(0,13-0,24 mmol) während der Stimulation. ATP und Creatinphosphat(CP) zeigten keine großen Unterschiede nach Stimulation gegenüber den Ausgangswerten. Die Glykogenkonzentration nahm nach 60 min bei 10 Hz um 35,6% ab, bei 50 Hz um 30,9%. Nach 60 min Stimulation erfolgte eine Glykogenentleerung bei 10 Hz vornehmlich in IIa und IIb Fasern, bei 50 Hz waren 50% der Typ I-Fasern, IIa sowie IIb-Fasern glykogenentleert.

Bemerkenswert ist die frequenzabhängige Glykogenentleerung bei 10 Hz Dauerstimulation, gegenüber der 50 Hz intermittierender Stimulation. Die Erklärung für die Glykogenentleerung vornehmlich der IIa und IIb-Fasern kann nur in der oxidativen Kapazität der Typ I-Fasern liegen, die bei dieser Stimulation einen ausreichenden aeroben Stoffwechsel entwickelt haben. Die IIa und IIb-Fasern mußten jedoch für diese Dauerstimulation von 10 Hz über 1 Stunde ihre Energie aus der Glykolyse bereit stellen.

Bei der 50 Hz intermittierenden Stimulation (12 sec. on, 48 sec. off) liegt die Erklärung in der höheren tetanischen Anspannung über 12 sec. und der damit verbundenen höheren anaeroben Situation auch in den Typ I-Fasern. Demgegenüber ist eine 10 Hz (Schüttelfrequenz) Dauerstimulation über 1 Stunde nur mit geringer Intensität schmerzfrei möglich. Dafür ist der oxidative Stoffwechsel der Typ I-Fasern ausreichend und erklärt so obiges.

Houston [91] wollte den Wissensstand aus dem Tierexperiment Ende der 70iger Jahre auf den Menschen übertragen. Die 10 Hz - Ausdauertransformationsfrequenz wurde fast ausschließlich im Tierexperiment zum Studium der

Fasertransformation (Typ II in Richtung Typ I) verwendet.

Bei unseren Stimulationen, Kern, Mayr, Holle, Thoma, Stöhr, Schwanda [112-115] bei der funktionellen Elektrostimulation an querschnitt-gelähmten Paraplegikern mittels Stimulations-implantaten versuchten wir, die Ausdauerleistungs-fähigkeit der Muskulatur durch die im Tierexperiment empfohlene 10 Hz Stimulation über mehrere Trainingsmonate auch beim Menschen zu erreichen. Die Frequenzreduktion unter 20 Hz insbesondere unter 16 Hz, ergab jedoch einen so starken Kraftabfall und Stabilitätsverlust beim Gehen mittels der funktionellen Elektrostimulation, daß auch nach mehreren Monaten die Stimulationsfrequenz wieder auf 25 -27 Hz erhöht werden mußte, um eine suffiziente Muskelkraftentfaltung zu gewährleisten.

Die aus den tierexperimentiellen Ergebnissen hinsichtlich morphologischer und enzymatischer Adaptierung in Richtung Typ I - Faser empfohlenen Stimulationsparameter, insbesondere der Frequenz und Impulsdauer, konnten und können nicht übernommen werden. Bei histochemischen Analysen von Muskelbiopsien auf dem *Vast. lat.* der querschnittgelähmten Patienten fanden wir eine deutliche enzymatische Steigerung um ca. 5 % - tlw. 11% für den anaeroben und für den aeroben Stoffwechsel. (Weiteres siehe Transformationshypothese). Dank der Analyse von Prof. Reichmann, Würzburg.

Weiters wäre noch die Studie von Spriet, Söderlund und Bergström [12, 100, 101,200,201] erwähnenswert, die Glykolyse, Laktat und PH-Werte während Elektrostimulation des *M. quadriceps fem.* bei 7 Personen untersuchten.

Sie fanden nach 16 Kontraktionen einen totalen Glucoseanstieg, ebenso wurde die Konzentration von Glucose-I-Phosphat, Glucose-VI-Phosphat und Fructose-VI-Phosphat auf das 6-8 fache erhöht. Das Pyruvat stieg auf das 12-17fache, so wie das Muskellactat. Bemerkenswert ist der hohe Muskellactatanstieg von 5,1 auf 65 mmol und schließlich auf 145,3 mmol sowie der PH-Abfall bis 6,28 während der Stimulation. Die Phosphorfruktokinase-Aktivität blieb weitgehend konstant. Die enzymatischen Veränderungen während der Elektrostimulation, insbesondere im Phosphatstoffwechsel, können in jüngster Zeit durch den Einsatz der modernen Kernspin-Analyse on-line ohne invasive Muskelbiopsien gemessen werden. Der Vorteil dieser Methode ist, daß dadurch Regenerationsprozesse und energieverbrauchende Prozesse nach Ende der Stimulation, während der Biopsie und bis zur Fixierung der Muskelprobe vermieden werden können. Auch werden dadurch die von Spriet berichteten Muskellaktat-Werte bis 145 mmol und der PH-Abfall auf 6,28 relativiert.

Matheson et al. [147] untersuchten die Effekte verschiedener Stimulationsparameter wie die

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Stimulationsfrequenz, Intensität und Arbeitszyklus einer Elektrostimulation auf den M.rectus femoris von Eishockey-Spielern. Die Konzentrationen der Schlüsselenzyme des Energiemetabolismus Kreatinphosphat, anorganisches Phosphat und ATP wurden mittels NMR-Spektroskopie beurteilt.

Während kontinuierlicher Stimulation mit zunehmender Frequenz zwischen 3 und 30 Hz kam es zu einem Abfall des intrazellulären pH-Wertes sowie des Verhältnisses anorganisches Phosphat zu Kreatinphosphat.

Das Ausmaß der beobachteten Veränderungen stand in Beziehung zur Stimulationsintensität sowie zu den Stimulations- und Pausenverhältnissen. Oxidative Phosphorylisation herrscht bei Stimulationsfrequenzen unterhalb von 12 Hz vor, während der anaerobe Metabolismus über 12 Hz stark zunimmt.

Die Studie unterstreicht auch die Wichtigkeit der Stimulationsdauer/-pausen-Verhältnisse, um einen adäquaten Blutfluß aufrecht zu erhalten und damit intrazelluläre Azidose während der Stimulation zu verhindern.

NMR-Spektroskopie wird in den letzten Jahren zunehmend als nicht invasives Testverfahren beim Studium der Auswirkungen der Elektrostimulation auf den menschlichen Skelettmuskeln angewandt.

II/3/e Neurale Adaptation

Die Wirkung der Elektrostimulation zur Muskelkraftsteigerung bei Gesunden und trainierten Athleten, sowie in der Rehabilitation (und während der Immobilisation) zur Verzögerung des Muskelmassenverlustes und der Kraftabnahme sind aus der Literatur bekannt. Viel weniger bekannt sind die der Muskelaktivität zugrunde liegenden neuronalen Effekte: wie verbesserte intra- und intermuskuläre Koordination sowie Synchronisation, Reaktionsfähigkeit etc [165-168].

Im Sport ist jedoch bekannt, daß die Kraftsteigerung in der ersten Phase des Krafttrainings durch eine Verbesserung der äußeren und inneren Koordination sowie Synchronisation der Muskelfasern bewirkt wird (=neurale Phase).

Die zweite Phase der Anpassung, die physiologischerseits zwar bereits nach 1-2 Tagen beginnt, aber erst nach 3-6 Wochen zur vollen Ausdehnung gelangt, ist durch die morphologische Strukturverbesserung und die biochemisch-enzymatische Adaptierung der Muskelzelle bedingt (=myogene Phase voll wirksam nach 4-6 Wochen).

Die neurale Steuerung der Muskulatur beruht auf dem Rekrutierungsprinzip nach Hennemann [80], das besagt, daß zuerst bei niederen Kräften kleine motorischen Einheiten und dann bei größeren Kräften größere motorische Einheiten zum Einsatz kommen. Auf die Fasertypen bezogen werden zuerst die Typ I Fasern, dann die Typ IIa und bei sehr hohen Kräften die Typ IIb Fasern rekrutiert. Für höhere Kräfte werden

immer mehr Fasern rekrutiert. Eine zusätzliche physiologische Möglichkeit der Kraftvermehrung ist die Frequenzsteigerung der Vorderhornzellen, sowohl der Typ I Fasern (mit kleinen Vorderhornzellen, die mit 10 Hz kontinuierlich feuern) als auch der Typ II Fasern (mit großen Vorderhornzellen, die bursts mit 40 Hz abgeben). Die Frequenz der Vorderhornzelle ist je nach Trainingszustand variabel. So beobachtet man bei Willkürtraining und hoher motorischer Leistungsfähigkeit eine Frequenzzunahme der kleinen Vorderhornzellen (Typ I) von 10 bis max. ca 35 Hz, während die großen Vorderhornzellen (Typ II) eine Frequenzsteigerung von 40 auf max. 60 Hz erreichen können. Je nach Muskel und nach Untersucher gibt es jedoch unterschiedlichste Angaben. Das Phänomen der plötzlichen Frequenz-Verdoppelung bei sehr kräftigen Kontraktionen ist derzeit noch nicht geklärt. Umgekehrt nimmt bei Immobilisation und Inaktivität die maximale Entladungsfrequenz der Vorderhornzellen ab, was zu einem Leistungsverlust der Muskulatur führt [50].

Demnach werden drei unterschiedliche physiologische Mechanismen zur neuronalen Ansteuerung der Muskulatur und somit zur Dosierung der Kraft physiologisch eingesetzt. Der eine Mechanismus ist die Zuschaltung immer mehr motorischer Einheiten, der andere Mechanismus ist die Steuerung über die Steigerung der Entladungsfrequenz.

Der dritte Mechanismus ist die Verbesserung der inneren und äußeren Koordination, aber insbesondere der Synchronisation der motorischen Einheiten für die Muskelkraft. Bekanntlich wird die maximale elektrisch induzierte Kraftentfaltung eines Muskels bei ca. 80 Hz erreicht. Daher werden auch in den experimentellen Untersuchungen für die Elektrostimulation neben der Intensität (diese entspricht der Größe des elektrischen Feldes und somit der vermehrten Rekrutierung von motorischen Einheiten) auch die Ansteuerungsfrequenzen beforscht. Die faserspezifische Stimulation, wie sie von manchen Geräteherstellern mit 10 Hz und 40 Hz angegeben wird, ist demnach rein physiologisch nicht haltbar, da keine Frequenzvariation stattfindet.

Zweifellos liegen der muskulären Leistung viele neurale Leistungen zugrunde, die jedoch sehr komplex und zum Teil noch nicht völlig bekannt sind. Die Wirkung der Elektrostimulation auf dieser neuronalen Ebene kann in sämtlichen Studien nur indirekt beurteilt werden. Einer der ersten wichtigen Hinweise auf neurale Veränderungen war, daß in sämtlichen Studien über Elektrostimulation, die max. 5- max. 6 Wochen oder kürzer durchgeführt wurden, der erreichte Kraftgewinn nicht durch morphologische Veränderungen allein erklärt werden konnte [44],57,162,188].

In anderen Studien konnte ein effektiver Kraftgewinn mit nur wenigen Trainingseinheiten erreicht werden [2,92] oder mit geringeren Intensitäten als bei Willkürtraining [129,204]). Daraus kann man ebenfalls

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

auf zusätzliche neurale Anpassungsmechanismen schließen. Zum besseren Verständnis und daß hier gleiche physiologische Mechanismen durch Elektrostimulation und durch Willkürtraining ausgelöst werden, siehe Kapitel Krafttraining beim Menschen (II/3/a).

Über ähnliche Effekte beim Einsatz der Elektrostimulation berichten Currier und Mann [42], Miller und Thepaut-Mathie [153], Romero et al. [187]. Schon lange ist aus der Trainingspraxis bekannt, daß sportartspezifisches Training größere Erfolge als nicht spezifisches Krafttraining bringt. Auch in diesem Fall resultiert der spezielle Muskelkraftzuwachs nicht nur aus morphologischen Veränderungen, sondern auch aus neuronalen Anpassungsmechanismen. Der logische sportartspezifische Kraftgewinn liegt in der verbesserten Koordination und Synchronisation der Muskelfasern, um bei einem spezifischen Bewegungsablauf eine Optimierung der Steuerung und somit eine Leistungsverbesserung zu erzielen.

Mit Einführung der Elektromyographie als Testverfahren für das Willkürtraining konnten einige Autoren neurale Anpassung über vermehrte Aktivität motorischer Einheiten (Rekrutierung) (Komi und Tesch [122,123], Moritani und De Vries [162], und über verbesserte Synchronisation der motorischen Einheiten (Milner-Brown et al. [155]) sowie über verbesserte Reflexaktivität (Milner-Brown et al. [155], Sale et al. [189]) nachweisen.

Auch bei Anwendung der Elektrostimulation zur Muskelkräftigung beobachteten Singer et al. [199] verbesserte Synchronisation motorischer Einheiten ähnlich wie bei Willkürtraining. Duchateau und Hainaut [51] untersuchten die Auswirkung der Immobilisation auf die kontraktilen Eigenschaften, die Rekrutierung und die Entladungsfrequenz der Vorderhornzellen am Beispiel des menschlichen *M.adductor pollicis* und *M.interosseus dorsalis* 1. Nach 6-8 Wochen Ruhigstellung kam es in beiden Muskeln zu einer verlängerten Kontraktionszeit, Entspannungszeit (half relaxation time) sowie zu einer herabgesetzten Zuckungsspannung der einzelnen motorischen Einheiten. Die herabgesetzte Zuckungsspannung betraf sämtliche (große und kleine) motorische Einheiten. Die Reihenfolge der Rekrutierung zur Kraftentwicklung blieb gleich.

Da aber alle motorischen Einheiten einen Teil ihrer kontraktilen Spannung verloren hatten, wurden zur Erzielung von submaximalen Kräften mehr größere motorische Einheiten mit höherer Schwelle rekrutiert.

Die maximalen Feuerungsfrequenzen der motorischen Vorderhornzellen waren nach Immobilisation bei sämtlichen motorischen Einheiten geringer, jedoch zeigte sich, daß die Einheiten für niedrigere Kraftniveaus vermehrt betroffen waren.

In den immobilisierten Muskeln blieb zu Beginn der Rekrutierung die Entladungsfrequenz gleich, jedoch

nahm die Fähigkeit, die Kraft über Modulation der Frequenz zu steuern, ab.

Diese Frequenzmodulation ist im normalen Muskel besonders bei motorischen Einheiten für niedrigere Kräfte bedeutend.

Neurale Adaptation gibt es, wie von Duchateau beschrieben, einerseits auf Training, andererseits auf Immobilisation. Training führt zu einer vermehrten kontraktilen Spannung der einzelnen motorischen Einheiten. Daher müssen für submaximale willkürliche Kontraktionen weniger motorische Einheiten rekrutiert werden.

Eine der bestechendsten Beweise für neurale Anpassungserscheinungen auf Elektrostimulation ist das bekannte "Cross-Transfer" Phänomen. Dieser kontralaterale Effekt wurde im Zusammenhang mit motorischem Lernen und Willkürtraining von, Moritani und De Vries [162] erstmalig beschrieben, sowie während Elektrostimulation vom Laughmann et al. [129] und Singer [199]. Howard und Enoka [92] meinten nach quantitativer Analyse dieses kontralateralen Effekts, daß Elektrostimulation sogar eine bessere Wirkung auf die kontralaterale Seite erzielen kann als Willkürtraining. Beim Einsatz der Elektrostimulation in der Rehabilitation nach Verletzungen und zur schnelleren Wiedereingliederung in den Wettkampf erreicht man durch neurale Adaptation nicht nur eine selektive Muskelkräftigung bestimmter Muskeln wie z.B. des *M.vastus med.* nach Knieverletzungen, sondern auch eine Verbesserung der Rekrutierung eines bestimmten Muskelsanteils innerhalb einer Muskelgruppe. Diese verbesserte intramuskuläre sowie intermuskuläre Koordination führt auch zu einer funktionellen Verbesserung der Bewegungsausführung. Boucher berichtete über den Effekt der Elektrostimulation auf die funktionelle Verbesserung der Bewegungsausführung des *M. quadriceps* bei Patienten mit Schmerzen aufgrund einer Chondromalacia patellae. Gemessen und verglichen wurde das integrierte EMG-Signal aus dem *M. quadriceps vast. med.* und dem *vast.lat.* bei maximalem Drehmoment. Es wurde sowohl isometrisch als auch isokinetisch getestet.

Durch Elektrostimulation wurde bei der Bewegungsausführung eine höhere EMG-Aktivierung im *M.vast. med.* erreicht. Das Verhältnis zum *Vast.lat.* änderte sich um ca. 234%.

Außerdem berichteten die Patienten über schmerzfreie Bewegungen im Alltag. Der Autor führt dieses Resultat nicht nur auf eine selektive Kräftigung des *Vast.med.* zurück, sondern auch auf eine bessere intramuskuläre Koordination mit vermehrter Rekrutierung des *Vast.med.*-Anteils innerhalb des *M. quadriceps*. Über eine spezielle Bewegungsschulung berichten Le Doux und Quinones [133], indem sie mit freiwilligen Versuchspersonen die Abduktion der Großzehe mit verbaler Aufforderung und die Abduktion bei verbaler Aufforderung mit

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174



Abb. 1 Kraftmeßstuhl mit Stimulator und Kraftmeßeinheit. Der Proband ist mit Meßelectroden versehen und mit Schulter- und Beckengurt fixiert.

gleichzeitiger Elektrostimulation verglichen. Nach 3 Wochen konnte die Gruppe mit Elektrostimulation eindeutig einen größeren Bewegungsumfang willkürlich auslösen. Fleury und Lagasse [59] studierten den Effekt der Elektrostimulation und normalen Trainings auf die Reaktionszeit des M.deltoides. In der stimulierten Gruppe kam es zu einer Verkürzung der Reaktionszeit gemessen an der Zeit zwischen Präsentation des visuellen Signals zur Bewegungsaufforderung und dem ersten Auftreten der EMG-Aktivität des Muskels. Praktische Empfehlungen für die Muskelkräftigung, sowie Muskel "Reintegration" (engl.: re-education):

Die Wirkung der Elektrostimulation auf neurale Ebene wird von mir als auch "Reflektorische" Elektrotherapie bezeichnet. Bei dieser Art der Elektrostimulation sind nicht die genauen spezifischen Parameter wie beim elektrischen Krafttraining bzw. elektrisch induzierten Ausdauertraining erforderlich, sondern es genügt eine relativ unspezifische Stimulation, die jedoch sichtbare

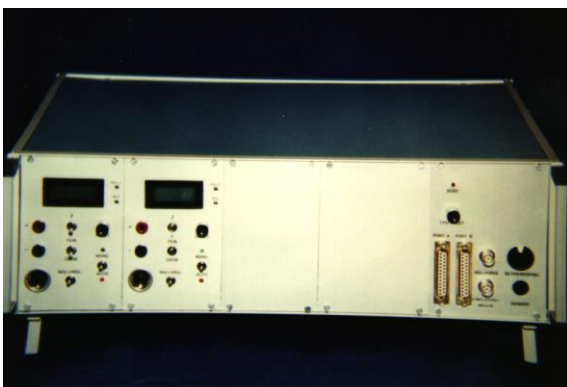


Abb 3. Computergesteuerte. Kraftmeßsignalverarbeitungseinheit, welche sowohl über einen integrierten Stimulationsteil als auch über eine externe Stimulationseinheit betrieben werden kann.

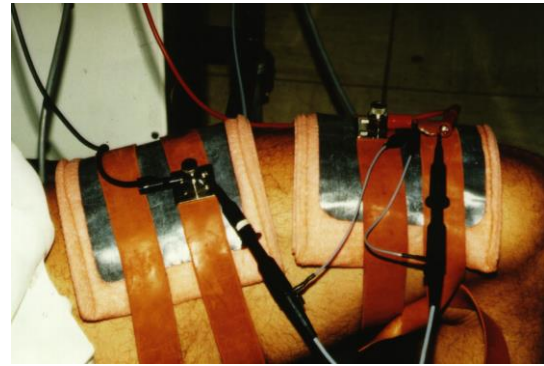


Abb 2. Liegende Meßelectroden mit Meßfühler zur Überprüfung der Impulsformen und Stimulationsfrequenzen am Oszilloskop

Kontraktionen erzeugen muß.

Bei der Elektrostimulation zur Verbesserung der Bewegungsausführung ist demnach die effektive Anspannungsintensität der Muskulatur nicht entscheidend, sondern in Anlehnung an das Willkürtraining muß hier eine möglichst hohe Wiederholungsanzahl erreicht werden. Die niedrigere, jedoch motorisch gut schwellige Intensität ermöglicht dafür auch eine relative ermüdungsfreie Stimulation und damit auch eine hohe Wiederholungsanzahl. Die Schwellpausen dürfen dabei nicht zu kurz sein, um der metabolischen Restitution der Typ II Fasern Rechnung zu tragen.

Über genaue Angaben der Wiederholungsanzahl, Schwelldauer, Schwellpause, Impulse pro Sitzung bzw. Behandlungsanzahl pro Woche sind derzeit in der Literatur noch keine definitive Empfehlungen vorhanden. Wichtig ist die regelmäßige Durchführung von 1-2 täglich und die genaue Elektrodenplatzierung über dem zu stimulierenden Muskelareal.

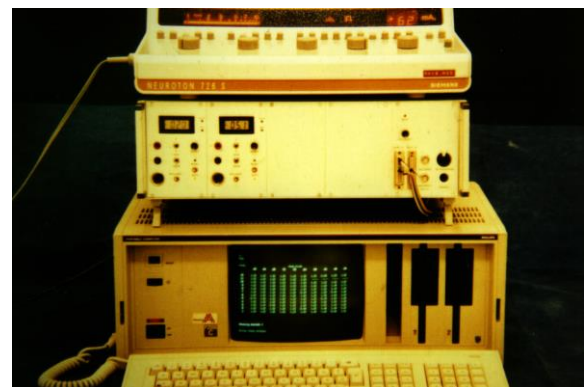


Abb 4. Komplettes computergesteuertes Kraftmeßsystem mit externer

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174



Abb 5. Technische Entwicklung anatomisch geformter Elektroden für die M. quadriceps - Stimulation mit eingebauten Elektrodenanschluß-leitungen zur homogenen Verteilung des elektrischen Feldes.

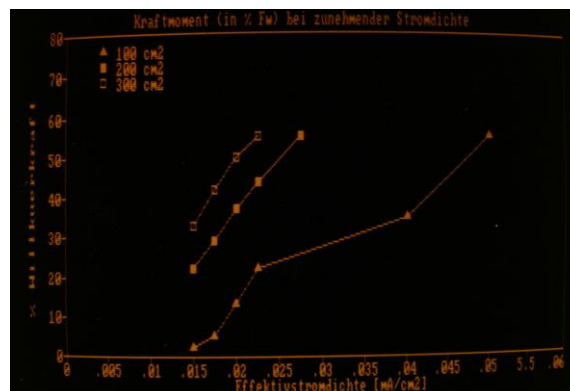


Abb 6. Kraftmomente bei verschiedenen Elektroden-größen und Abnahme der Stromdichte für ein bestimmtes Kraftmoment. Je größer und besser anatomisch geformt die Elektroden sind, umso geringer ist die Effektivstromdichte, um ein bestimmtes Drehmoment zu erreichen.

Jedenfalls soll die Elektrostimulation zur Muskel-Reintegration in den Bewegungsablauf und zur Verbesserung des motorischen Lernens in Anpassung an das Willkürtraining eine hohe Wiederholungsanzahl von zumindest 200 Schwellzyklen mit aktiver Mitarbeit beinhalten. Z. B. bei 2 sec.-On und 5 sec.-Off (siehe Kapitel Stimulationsparameter) ist demnach eine Elektrostimulation von 2x täglich 15 min. oder zumindest 1x täglich 30 min für o.a. Effekte erforderlich. Von uns werden dafür neben den üblichen stationären Therapiegeräten auch mobile Heimgeräte dem Patienten zur 1-2x täglichen Elektrostimulation mitgegeben.

II/3/f Ödemreduktion nach Sportverletzungen und bei postoperativen Schwellungszuständen

Elektrostimulation wird auch zur Ödemtherapie nach Verletzungen und stumpfen Traumen unter Verwendung verschiedenster Stromformen verwendet.

Die Wirkung der Elektrostimulation bei der Ödemreduktion wird von mir in 4 Bereiche eingeteilt:

1. Aktivierung der Muskelpumpe durch Kontraktion der Arbeitsmuskulatur (passive Förderung des venösen Rückflusses)
2. Verminderung der Kapillar-Permeabilität
3. Elektrosmose
4. Stimulation der Motorik durch direkte Erregung der glatten Muskulatur von Lymphkapillaren und Venenwänden.

ad 1) Muskelpumpe:

Gould und Kollegen [68] verglichen neuromuskuläre Elektrostimulation mit monophasischen Impulsströmen von 0,1 msec Impulsbreite mit der Wirkung isometrischer Übungen bei Patienten, die wegen offener Menisektomie 4 Wochen immobilisiert wurden. Sie verzeichneten eine dramatische und signifikante Abnahme des Knieödems in der

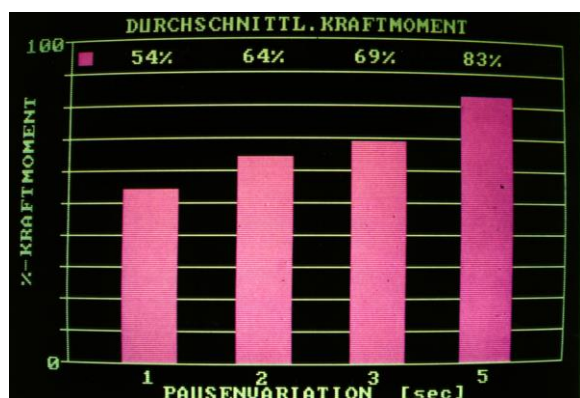


Abb 7. Durchschnittliche Kraftmomente bei Pausenvariation von 1-5 sec.; bezogen auf die maximale Kraft zu Beginn der Stimulation.



Abb 8. Durchschnittliches Kraftmoment bei Änderung der Stromrichtung (Polwendung) nach 2, 5 bzw. 10 Schwellungen.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

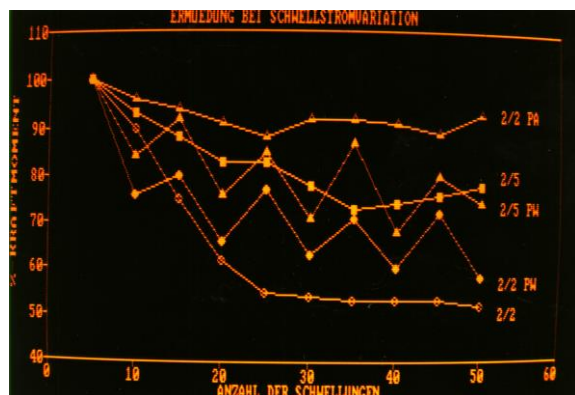


Abb 9. Kraftverlaufskurve bei Variation der Schwellpausen und -dauer, Polwendung bzw. lange lohnende Pause.

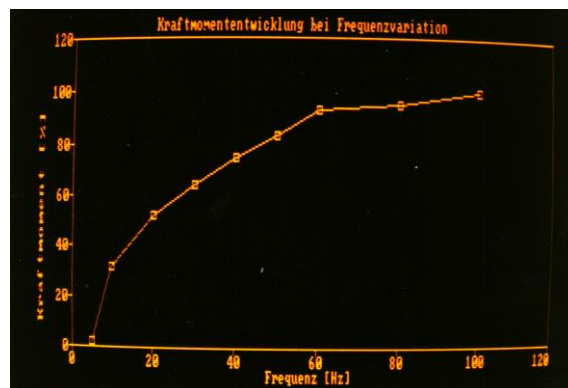


Abb 10. Frequenzabhängige Kraftsteigerung mit linearem Anstieg zwischen 20 und 60 Hz und sehr geringer Steigerung zwischen 60 und 100 Hz. Unter 20 Hz rascher

stimulierten Gruppe gemessen durch Knieumfangmessungen und klinische Begutachtung. Durch die Verminderung des Knieödems kam es auch zu einem signifikant größeren Bewegungsumfanges des Knies sowie geringerem postoperativen Schmerz.

Eine andere Stromform, nämlich monophasische Doppelimpulse, verwendete Lake (1989) zur Behandlung posttraumatischer Handödeme. Der Strom wurde motorisch überschwellig angewandt und der Patient aufgefordert, gleichzeitig eine Finger- und Handbeugung durchzuführen, um eine pumpende Wirkung zu erzielen. Auch Lake wies eine massive Ödemreduktion sowie einen vermehrten Bewegungsumfang der Hand und Finger nach.

Bei einem Vergleich der Wirkung intermittierender pneumatischer Kompression mit Elektrostimulation nach posttraumatischen Handödemen konnten Griffin et al. [71] eine fast idente Wirkung beider Therapieformen zur Reduktion des Handödems nachweisen.

Diese Studien führen den guten Effekt der Elektrostimulation bei der Ödembehandlung auf die Aktivierung der Muskelpumpe zurück. Die Steigerung

des venösen Blutflusses konnten auch Lindstrom beim Vergleich der Elektrostimulation der Wade mit Willkürtraining nachweisen. Die Wirkungen der Elektrostimulation auf mikrovaskulärer Ebene äußern sich in einem vermehrten Flüssigkeits-Abstrom aus dem verletzten Gewebe und führen damit zur Reduktion des Ödems [37].

ad 2) Kapillar-Permeabilität

Bettany et al. [13] konnten eine andere Wirkungsform der Elektrostimulation bei Ödemen nachweisen. Sie verwendeten Doppelimpulse mit 120 Hz und erreichten damit eine signifikante posttraumatische Ödemreduktion, wenn sie diesen Strom möglichst bald nach der Verletzung applizierten. Um diesen Effekt zu erzielen, muß laut Cosgrove et al. [39], Mohr et al. [157] die Stimulation innerhalb der ersten 24 Stunden nach Trauma erfolgen. Da diese Stimulation motorisch unerschwerlich erfolgen soll, muß ein anderer Wirkungsmechanismus als der Muskelpumpeneffekt angenommen werden.



Abb 11. Proband mit umgeschlallten anatomisch geformten Elektroden.



Abb12. Akku-betriebener Stimulator-Gürtel für die Elektrostimulation der Oberschenkel-Muskulatur.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174



Abb 13. *Biphasischer Impuls für bessere Depolarisation und sofortigem Ladungsausgleich*

Reed [180] zeigte die Wirkung der monophasischen Impulsströme zur Verminderung der Kapillarpermeabilität für Plasmaproteine auf. Diese verminderte Kapillarpermeabilität ist einer der Hauptmechanismen der Ödemreduktion. Ob hier die Hemmung des monosynaptischen sympathischen Reflexes oder eine direkte Wirkung auf die Kapillaren erfolgt, ist derzeit noch nicht nachgewiesen.

ad 3) Elektroosmose

Der dritte Effekt der Ödemtherapie ist die Elektroosmose, die seit vielen Jahren bekannt ist und von Fish bei posttraumatischen Ödemen überprüft wurde. Dabei wandern die negativ geladenen OH-Ionen im elektrischen Feld. Es ist somit die Kathode über der Schwellung bzw. dem Ödem zu plazieren.

ad 4) Lymph- und Venenmotorik In Tierstudien konnte bei Anwendung von Elektrostimulation auch eine Vergrößerung des Lymphflusses von der stimulierten Region nachgewiesen werden [17]. Dieser vierte Effekt der niederfrequenten Ströme liegt in der Stimulation von 6-8 Hz, um die glatte Muskulatur der Lymphkapillaren und Venenwände und damit deren



Abb 14. *Proband nach der beidseitigen Biopsie aus dem Vastus lateralis.*

Motorik direkt anzuregen. Bekanntlich ist dies die Frequenz der Lymphmotorik, die auch während der Lymphdrainage zur Anregung gebracht werden soll.

Praktische Empfehlung zur Ödemreduktion durch Elektrostimulation:

Da die Elektrostimulation zur Ödem-Therapie unmittelbar nach einer Verletzung einsetzen soll, sind nachstehende praktische Empfehlungen unbedingt einzuhalten, um eine weitere mechanische Schädigung z.B. bei Muskelverletzungen zu vermeiden. Liegt keine Muskelverletzung vor und ist eine mechanische Schädigung durch Muskelaktivierung nicht zu befürchten, so können sowohl motorisch unterschwellige als auch motorisch überschwellige Impulsströme eingesetzt werden.

Akutphase: Unmittelbar nach dem Trauma ist die Verwendung von monophasischen Impulsströmen mit Plazierung der Kathode auf die ödematöse Stelle angezeigt. Die Elektrostimulation muß sofort oder bald nach der Verletzung erfolgen und mit zumindest 30 min. Dauer, alle 4 Stunden innerhalb der ersten 24-48

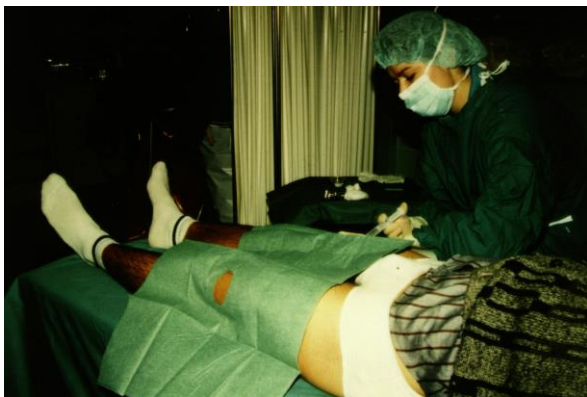


Abb 15. *Muskelbiopsie aus den Vastus lateralis bds.*

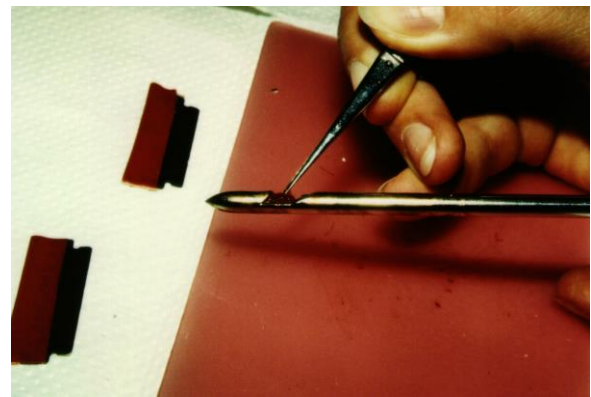


Abb 16. *Bergström-Punktionsnadel.*

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

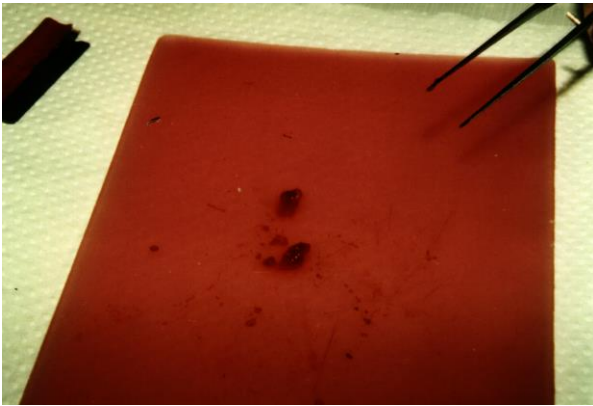


Abb 17. Teilung des Präparates für Histologie und Enzymchemie.

Stunden nach Verletzung durchgeführt werden. (Taylor et al. 1991). Die Stimulationsfrequenz sollte 120 Hz betragen und die Intensität muß motorisch unerschwinglich erfolgen, um eine weitere mechanische Schädigung zu vermeiden und eine Verminderung der Kapillar-Permeabilität zu erreichen.

Subakute und chronische Ödemtherapie:

Ist keine mechanische Schädigung zu befürchten, wird die „Muskelpumpen-Wirkung“ der Elektrostimulation eingesetzt.

Zur Erzielung dieses Muskelpumpeneffektes können monophasische Impulsströme, biphasische Impulsströme, mittelfrequente Impulspakete (bursts) oder Interferenzströme verwendet werden. Wichtig ist eine Erzielung tetanischer Kontraktionen mit Frequenzen



Abb 18. Sofortige Fixierung und Tiefkühlung im flüssigen Stickstoff für den Transport zur Analyse.

zwischen 25 und 30 Hz, mit schnellen On und Off Phasen, motorisch schwinglich, um sichtbare Muskelkontraktionen zu erzielen.

Stimuliert werden soll der darunterliegende Muskel oder besser die gesamte Muskelgruppe. Sollte eine Verletzung obige Stimulation nicht zulassen, kann entweder der antagonistische Muskel oder noch besser die proximal gelegene Muskelgruppe stimuliert werden.

Die Stimulation der „Muskelpumpe“ fördert passiv den venösen sowie lymphatischen Abfluß. Die Stimulationszeiten sollen 2x täglich 15-30 min. betragen. Meine Meinung wird von Griffin 1990[71] und Lake 1989[128] unterstützt.

Der in Europa von Jantsch und Schuhfried eingeführte frequenzmodulierte Impulsstrom (FM) variiert die

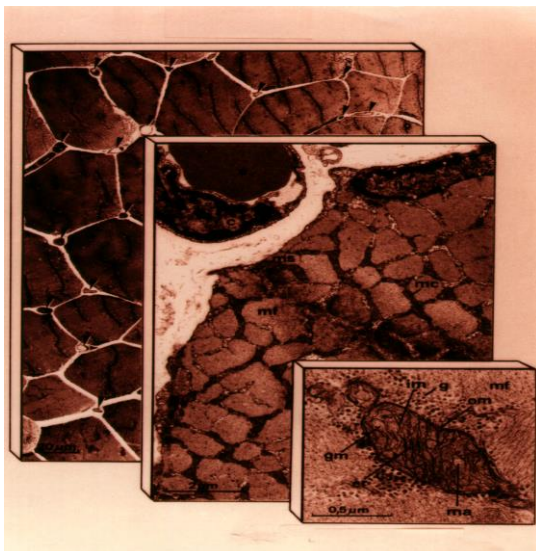


Abb 19. Muskelquerschnitte, die für die Analyse der Zellstrukturen.

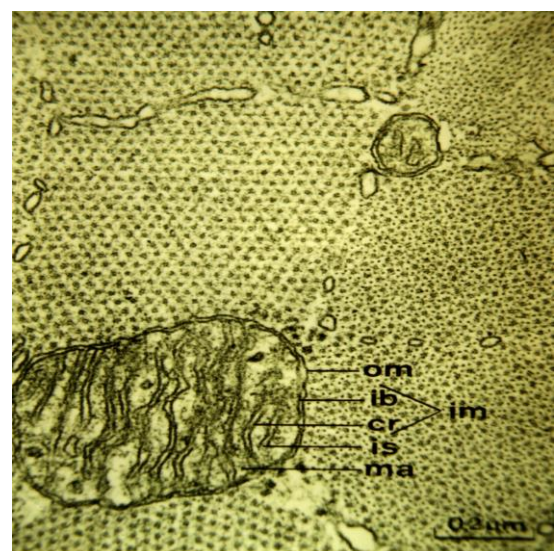


Abb 20. Elektronenmikroskopischer Aufbau eines Mitochondriums mit äußerer und innerer Membran, der Matrix und den streifenförmigen Cristae.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

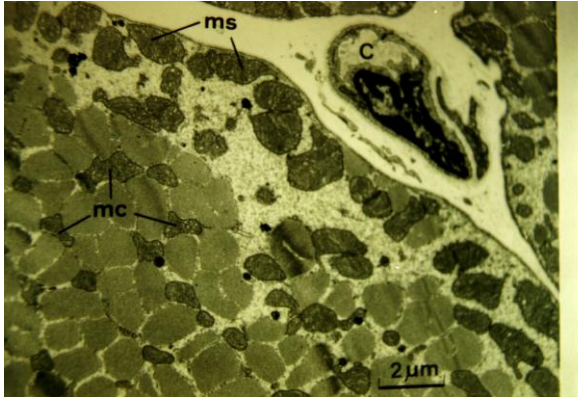


Abb 21. Elektronenmikroskopischer Teilausschnitt einer Muskelzelle mit subsarcolemmalen und interfibrillären Mitochondrien.

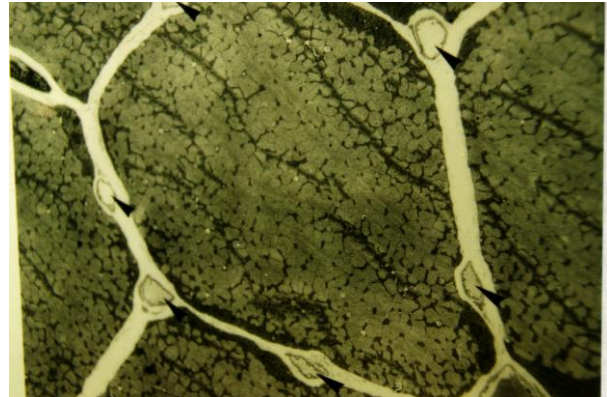


Abb 22. Muskelfaserquerschnitt und Blutkapillaren - Anordnung um eine Muskelfaser, sowie die Beziehung der subsarcolemmalen und zu den interfibrillären Mitochondrien und zu den Kapillaren.

Frequenz von ca. 2 Hz bis 200 Hz und umfaßt somit die optimalen Frequenzen zur Stimulation der Lymph- und Venenmotorik, aber auch die tetanischen Frequenzbereiche zur Muskelpumpenaktivierung und die höher frequenten Impulsströme zur Beeinflussung der Kapillar-Permeabilität.

Die Elektrostimulation ist bei der Behandlung von Ödemen im Sport ein wichtiger Bestandteil der komplexen physikalischen Entstauungstherapie neben der Kryotherapie, der Lymphdrainage sowie der Kompressionstherapie und der Bewegungstherapie.

II/3/g Funktionsverbesserung während der Rehabilitation

Durch die Elektrostimulation treten auch Funktionsverbesserungen ein, die ihrerseits durch Koordinationverbesserungen bzw. Synchronisation der Muskelfasern erklärt werden können. Bezüglich Reintegration von Muskelfasergruppen innerhalb eines ganzen Muskels in den natürlichen Bewegungsablauf sowie verbesserte Synchronisation, inter- und intramuskuläre Koordination siehe Kapitel I/3/e.

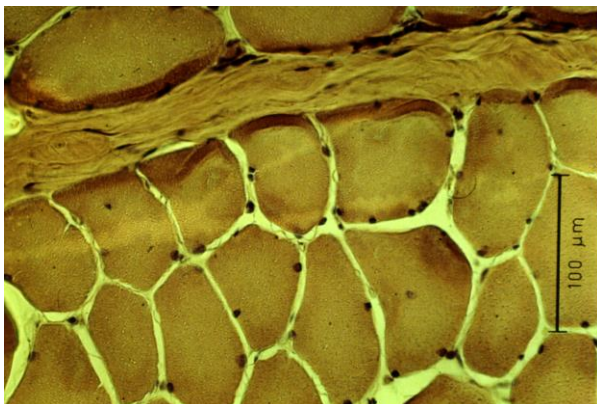


Abb 23. HE-Färbung, Muskelbiopsie aus Vastus lateralis nach 7 Wochen Elektrostimulation.

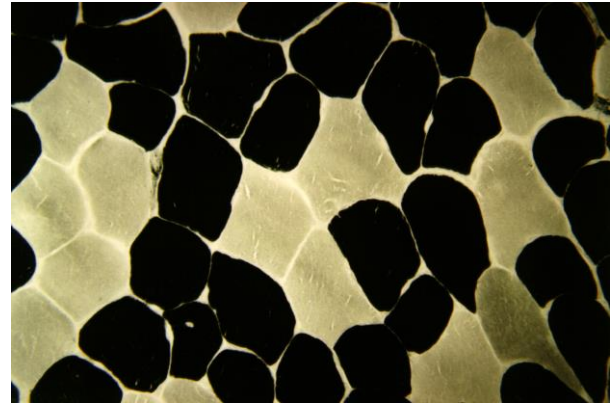


Abb 24. Differenzierung der Muskelfasern mit ATPase-Färbung pH - 4,3 Typ I - dunkel, Typ IIa - hell und Typ IIb - mittel.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

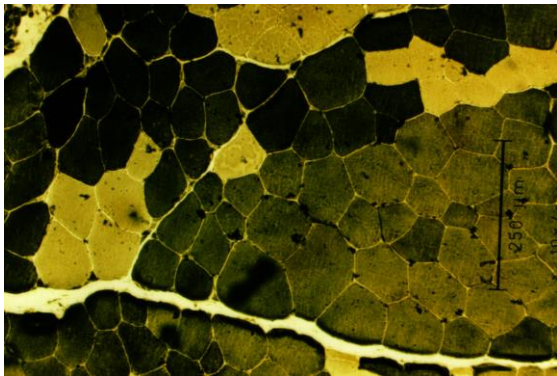


Abb 25. ATPase-Färbung pH 10,4 zur Differenzierung in Typ I und Typ II Fasern, teilweise metabolische Übergangsformen durch Elektrostimulation.

Auch in der Sportrehabilitation nach Operationen sowie konservativ versorgten Traumen führt die Elektrostimulation zu einem zusätzlichen Funktionsgewinn. Dabei wird auch eine Schmerzbekämpfung und Ödemreduktion bewirkt. Dies führt indirekt zu einer schnelleren Zunahme der Gelenkbeweglichkeit. Außerdem können durch die reflektorische Wirkung der Elektrostimulation die von den Gelenken und anderen passiven Strukturen ausgehenden Schmerzhemmungen auf Muskelareale kompensiert bzw. beseitigt werden.

Gould et al. [68] verglichen 2 Gruppen von Patienten, die wegen offener Menisektomie 4 Wochen immobilisiert wurden. Eine Gruppe erhielt isometrisches Willkürtraining, die andere Elektrostimulation. Sie fanden neben einer signifikanten Kraftzunahme in der stimulierten Gruppe eine Verkürzung der postoperativen Teilbelastungszeit mit 2 Krücken und somit eine schnellere Belastungsfähigkeit des operierten Beines. Die stimulierte Gruppe hatte weniger Schmerzen und einen geringeren Bedarf an Schmerzmedikamenten. Ob immer kürzere

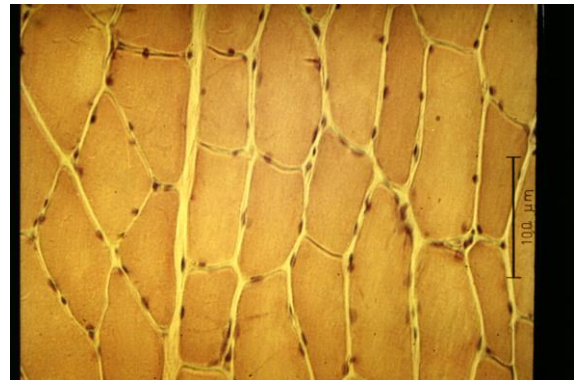


Abb 26. HE-Färbung nach Elektrostimulation

Entlastungszeiten möglich sind, muß bezweifelt werden, da hier biomechanische Limits und Belastungsgrößen, wie z.B. die Regenerationsfähigkeit des Gewebes bei Knorpelschaden für die Dauer der Entlastung eine große Rolle spielen. Über die Regenerationszeitverkürzung bzw. Reparationsverbesserung gibt es nur Spekulationen, obwohl die Effekte der Muskeldetonisierung, Entstauung durch Förderung des venösen und lymphatischen Abtransportes sowie Aktivierung der Muskelpumpe und Hyperämisierung sicherlich in Summe einen regenerationsfördernden Effekt haben. Da es jedoch im Spitzensport auf möglichst schnelle Rehabilitationszeiten ankommt und für den Wiedereinsatz besonders im Wettkampfsport die Verkürzung um nur einen Tag ausschlaggebend sein kann, ist der regenerationsfördernde Effekt durch Elektrostimulation insbesondere nach Weichteil-verletzungen (Muskelzerrung, Muskeleinriß), aber auch bei Insertionstendinopathien, Bursitiden etc. manchmal erfolgsentscheidend. Der regenerationsfördernde Effekt und somit die Verkürzung der Rehabilitation und Regenerationszeit

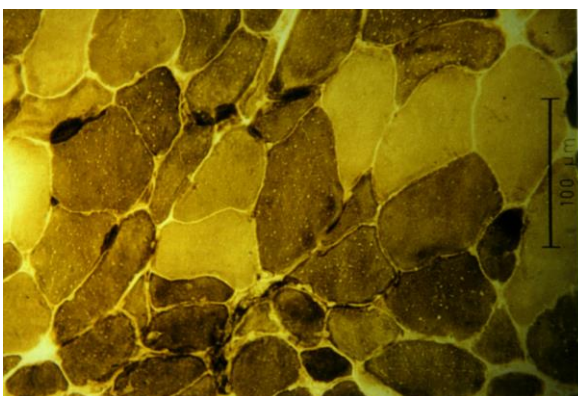


Abb 27. ATPase-Färbung eines querschnittgelähmten Patienten mit guter Differenzierung in Typ I und Typ II Faseranteile.

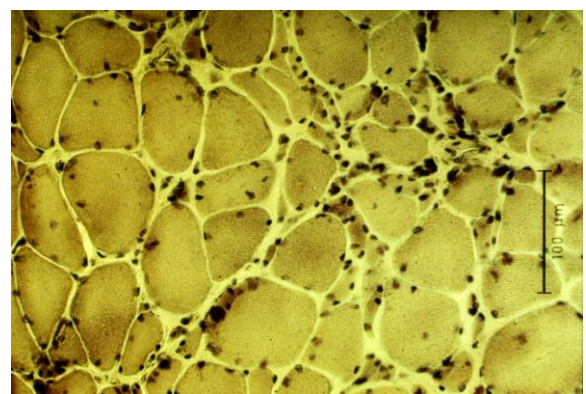


Abb 28. Schlaf gelähmter Querschnittpatient nach 1 Jahr Elektrostimulation, HE-Färbung. Teilweise Atrophie, teilweise fast normale Fasergröße mit stoffwechselaktiven Kernen.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

wird umso deutlicher, je chronischer und ausgeprägter der Schaden und je länger die Rehabilitationsdauer ist. Wunder gibt es auch im Sport nicht!

Die biomechanische Belastungsfähigkeit heilender Knorpel, Knochen und Bandstrukturen können durch Elektrostimulation minimal beeinflusst werden, aber die physiologische Heilungsdauer und Regenerationszeit müssen eingehalten werden.

III) METHODIK

III/1 Versuchsanordnung und Patienten

Für diese Untersuchung standen uns 12 freiwillige Versuchspersonen (9 Männer und 3 Frauen) mit einem Durchschnittsalter von 24,3 Jahren zur Verfügung.

Bei 2 Probanden lag eine vordere Kreuzbandplastik mehr als 3 Jahre zurück, bei einem Probanden eine Menisektomie 4 Jahre. Diese Vorschädigung zeigte sich auch in der isometrischen Kraftmessung vor Stimulationsbeginn.

Alle Probanden waren eher sportlich und führten ein regelmäßiges körperliches Training mit zumindest 3 Trainingseinheiten pro Woche durch.

Für die Elektrostimulation der Quadricepsmuskulatur wurde jeweils das schwächere bzw. nicht dominante Bein ausgesucht.

Alle Probanden hatten den Auftrag, ihre normalen sportlichen Aktivitäten weiter zu führen und die Elektrostimulation als zusätzliches Training 2x30 min pro Tag durchzuführen. Jeder Proband erhielt einen Elektrostimulations-Gürtel und ein Paar für den zu stimulierenden Oberschenkel anatomisch geformte Elektroden (Abb. 5+11). Dabei war die proximale Elektrode so asymmetrisch gestaltet, daß ein Anlegen am kontralateralen Bein nicht möglich war. Vor der isometrischen Ausgangsmessung fanden keine Stimulationen statt.

In ein eigenes Trainingsprotokoll wurden sämtliche Stimulationszeiten in der Früh und am Abend eingetragen. Mit dem angeschlossenen Impulzzähler und Stimulationszeitenzähler wurden die Angaben der Probanden überprüft. 2 Tage nach der isometrischen Muskelkraftmessung wurden die Muskelbiopsien durchgeführt und nach 10 Tagen Heilungszeit mit der Stimulation für 7 Wochen begonnen. Am Ende der Stimulation wurde zuerst die isometrische Kontrollkraftmessung und 2 Tage später die zweite Muskelbiopsieserie durchgeführt.

III/2 Technische Ausrüstung und Stimulationsparameter

a) 2 Kanal-Oberflächenstimulationsgürtel

Die Stimulatoreinheit wird von uns im Eigenbau hergestellt und üblicherweise bei der funktionellen Elektrostimulation an querschnittgelähmten Patienten eingesetzt. Da wir bei diesen sensibel und motorisch komplett gelähmten Patienten erhöhte Sicherheitsauflagen (Netz-, unabhängiger Batteriebetrieb, etc.)

erfüllen, war der Einsatz bei den freiwilligen Probanden ohne technische Schwierigkeiten und ohne Bedienungsfehler möglich. Der einzige verstellbare Parameter war die Stimulationsintensität über ein Drehpotentiometer, wobei die Probanden die Aufforderung hatten, nahe der sensiblen Verträglichkeitsgrenze zu stimulieren.

Der Oberflächenstimulationsgürtel ist ein zweiteiliges System, bestehend aus je einem Stimulationsmodul für die linke und für die rechte Seite. Beide Module befinden sich auf einem Gürtel, der durch einen Stecker geschlossen wird, dieser Stecker fungiert gleichzeitig als Gürtelschnalle. Dadurch ist sowohl eine mechanische Fixierung als auch eine elektrische Verbindung zwischen den beiden Modulen gegeben. Die Gürtellänge kann hinter dem rechten Stimulator stufenlos variiert werden.

Die Zweimodul-Ausführung ermöglicht dem Probanden/Patienten optimale Bewegungsfreiheit und vermeidet ungleiche Lastverteilungen. Beide Module sind nur bei geschlossener Gürtelschnalle funktionsfähig. Stimulationsspannung, Impulsdauer und Impulsfrequenz können für jedes Modul getrennt eingestellt werden.

Die Stimulationsfrequenz und Impulsdauer können mit einem Regler nur vom Techniker mit Hilfe eines Speziesschlüssels zwischen 15 und 65 Hz bzw. zwischen 0,2 und 1,4 msec. Impulsdauer stufenlos variiert werden. Für den Probanden ist eine Verstellung unmöglich.

Impuls: Bei den Impulsen handelt es sich um biphasische Rechteckimpulse, die gegenüber monophasischen Impulsen bei gleicher Amplitude zu stärkeren Muskelkontraktionen führen (siehe Abb. 12). An der distalen Elektrode beginnt die Stimulation mit positiver Spannung gegenüber der proximalen Elektrode.

Die positive und die negative Impulsphase sind völlig symmetrisch geformt und weisen die gleiche Impulsdauer auf. Die Gesamtimpulsdauer (positive und negative Flanke zusammen) kann zwischen 0,2 und 1,4 msec. stufenlos eingestellt werden.

Strom/Spannung: Der Stimulationsgürtel ist ein Konstantspannungsgerät. Die Amplitude kann an der Vorderseite durch Verdrehen des Potentiometers zwischen +-20 und +- 65 Volt stufenlos eingestellt werden. Bei früheren Geräten reichte der Amplitudenbereich bis +-100 Volt. Da die Impedanz der nun verwendeten Elektroden gegenüber den anfangs verwendeten deutlich verringert wurde, ist diese hohe Amplitude nicht mehr erforderlich (Abb. 2). Die am Potentiometer eingestellte Amplitude stellt einen Maximalwert dar. Die tatsächliche Ausgangsamplitude kann über externe Steuergeräte (Handregler, Zyklen-Timer, etc.) definiert werden. Diese Geräte liefern eine Steuerspannung im Bereich 0 bis 5 Volt, die die Stimulationsamplitude zwischen 0 Volt und dem am Gürtel eingestellten Maximalwert

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

variiert. Eine Stimulation ohne angeschlossene Steuergeräte ist nicht möglich.

Das bei diesem Versuch verwendete Steuergerät war ein automatischer Stimulationszyklen-Timer, für den die Werte 3 sec. on 3 sec. off oder 5 sec. on 5 sec. off vom Probanden wählbar waren.

Die hohe Amplitude der Stimulationsimpulse wird über einen Impuls-Transformator erzeugt. Dadurch wird zuverlässig verhindert, daß Gleichstromanteile dem Impulsmuster überlagert werden können, die unter Umständen zu elektrolytischen Hautschädigungen führen könnten. Dies ist vor allem auch bei Störungen in der Elektronik aus Sicherheitsgründen wichtig.

Spannungsversorgung:

Der Stimulationsgürtel ist mit eingebautem Nickel Cadmium Akkumulatoren ausgerüstet. Dadurch ist es möglich, die Stimulation orts- und netzspannungs-unabhängig durchzuführen. Die Kapazität der Akkus reicht im Normalbetrieb aus, den Gürtel und die angeschlossenen mitversorgten Geräte (z.B. Impulszähler, Timer usw.) mind. 1 - 3 Stunden zu betreiben. Die max. Stimulationszeit hängt neben den angeschlossenen Geräten auch von den Elektroden und den eingestellten Impulsparametern ab. Sinkt die Akkuspannung unter einen für den Betrieb notwendigen Wert ab, ertönt ein akustisches Alarmsignal.

Die Probanden mußten mit einem externen Ladegerät täglich die Stimulationseinheit über Nacht wieder aufladen.

Die Anschlüsse der Elektrodenleitungen liegen an der Rückseite beider Module. Zusätzlich befindet sich am linken Modul die Steuerbuchse für den Anschluß externer Geräte, am rechten Modul befindet sich die Ladebuchse, neben der noch eine von außen zugängliche Sicherung montiert ist.

b) Intervall-Timer:

Der Intervall-Timer ist ein externes Trainingsgerät, das für diese Versuchsserie (Stimulation der Sportstudenten) entwickelt wurde. Dadurch konnte bei allen Probanden ein standardisiertes Trainingsprogramm mit definierter Stimulationsdauer und Pause durchgeführt werden. Der Timer wird über die Steuerbuchse mit dem Stimulationsgerät verbunden, Stimulationsdauer und Stimulationspause können getrennt in 10 Stufen zwischen 1 und 10 Sekunden eingestellt werden, waren aber für diesen Versuch auf 3/3 sec. bzw. 5 sec/sec. fixiert.

Der Timer wurde so aufgebaut, daß sowohl der Beginn als auch das Ende der Stimulationssequenzen nicht sprunghaft erfolgen, sondern die Amplitude entlang einer Rampe ansteigt bzw. abfällt. Die Dauer beider Rampen kann über getrennte Einstellregler nur vom Techniker mit Hilfe eines Spezialschlüssels zwischen 0 und 2 Sekunden eingestellt werden. Bei diesem Versuch waren es 0,2 Sekunden Rampenzeit.

c) Impulszähler:

Der Impulszähler ist ein Ergänzungsgerät, das zusätzlich am Gürtel angebracht wird, und ebenfalls für die Stimulation der Sportstudenten entwickelt wurde. Es ist damit möglich, die Impulsdauer und -frequenz, Stimulationsspannung, -strom, Uhrzeit, Datum und Dauer der Stimulation zu erfassen. Alle Parameter können über einen PC eingelesen, gespeichert und nötigenfalls ausgedruckt werden.

Für den Betrieb des Impulszählers muß dieser mit beiden Modulen verbunden werden, und zwar wird er in die Steueranschluß- und in die Elektrodenleitungen eingeschleift. Um ein Löschen der Stimulationsdaten zu verhindern, ist eine backup-Batterie eingebaut, falls der Impulszähler von der Versorgung aus dem Stimulationsgerät getrennt wird.

Die Betriebsspannung erhält der Timer aus dem Oberflächenstimulationsgürtel.

d) Elektroden:

Es werden ca. 200 cm² große flexible Leitgummielektroden verwendet. Aus Gründen der Potentialverteilung weisen diese Elektroden an einer Längsseite 3 Anschlußnoppen für die 2mm Bananen-Stecker der Elektrodenleitungen auf.

Um eine möglichst homogene Feldverteilung zu erreichen und überhöhte lokale Stromdichten zu vermeiden, wird zwischen der Elektrode und der Haut entweder Elektrodengel aufgebracht oder ein ca. 5 mm dickes mit Wasser durchtränktes Schwammtuch eingelegt.

Die Fixierung der Elektroden erfolgt über eine adaptierte Radfahrerhose bzw. Leggings.

Für das Positionieren der Elektroden wurden entsprechende Kunststoff-Reißverschlüsse am Oberschenkel dorsal längs angebracht. Das elastische Gewebe gewährleistet einen gleichmäßigen Anpreßdruck über die gesamte Elektrodenfläche.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß die technische Ausrüstung besonders sicher war, da sie üblicherweise in der Rehabilitation querschnitt-gelähmter Paraplegiker eingesetzt wird. Die Bedienung und Elektrodenplatzierung sind sehr einfach, sodaß auch bei Unachtsamkeit eine effiziente Stimulation fortgeführt werden kann. Einige Versuchspersonen sind während der Stimulation fallweise eingeschlafen und haben entsprechend unseren Sicherheitsvorkehrungen keinerlei Schäden durch die automatisch weiterlaufende Stimulation davongetragen.

Die Impulsparameter wurden laut unseren Vorversuchen vom Techniker eingestellt, die Möglichkeit der Intensitätsregelung über das Potentiometer war die einzige Beeinflussungsmöglichkeit durch den Probanden. Sie hatten den Auftrag, nahe der sensiblen Verträglichkeitsgrenze zu stimulieren.

III/3 Methodik der Kraftmessung:

Vor und nach der Stimulationsserie wurden alle Personen einer isometrischen Maximalkraftmessung

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

auf dem Knie-Dynamometer unterzogen. Obwohl unser Knie-Dynamometer isokinetisch-konzentrische und isokinetisch-exzentrische Bewegungen, hydraulik-gesteuert, erlaubt, haben wir uns zur isometrischen Messung entschlossen, da sie international sehr häufig verwendet wird und daher ein leichter Vergleich möglich ist. Der Hauptgrund ist jedoch, daß wir versuchten, nicht einen koordinativen Lernprozeß durch den wiederholten Meßvorgang zu ermöglichen, der die Kontrollmessungen verfälschen würde. Somit haben wir die, für ungeübtere Probanden koordinativ leichtere isometrische Meßmethodik gewählt, um exaktere Aussagen über die Auswirkung der Elektrostimulation treffen zu können und nicht durch koordinatives Erlernen des Meßvorganges eine Verfälschung der Meßgrößen zu erhalten.

Die Probanden wurden mit Becken und Oberkörpergurt in einer definierten Sitzposition fixiert, die individuell für alle Messungen gleich war (Abb. 1). Zwei seitliche stabile Haltegriffe dienten der aktiven Stabilisierung von Arm und Oberkörper. Die Messung des Drehmomentes erfolgte über Dehnmeßstreifen und elektronische Verstärkerkarte, eine Kontrolleichung wurde vor jeder Meßserie vorgenommen. Die Unterschenkelmanschette ist in einem definierten Abstand zum Drehpunkt fixiert, ermöglicht jedoch für die Unterschenkel-Rotation in verschiedenen Kniebeugewinkeln die entsprechenden rotatorischen Freiheiten.

Das maximale isometrische Drehmoment wurde jeweils bei 90-60-30 Grad Kniegelenkwinkel und schließlich ein 2. Mal zur Kontrolle (Motivationsgrad und Ermüdungsverlaufskontrolle) bei 90 Grad ermittelt.

Insgesamt wurden pro Proband und Meßpunkt jeweils 3 Einzelwerte erfaßt, die anschließend gemittelt wurden und jeweils im Vergleich zur kontralateralen Seite aber auch im direkten Vergleich vor und nach der Stimulationsserie betrachtet wurden. Alle 12 Messungen pro Bein vor und nach der Stimulation, also insgesamt 48 Messung pro Proband wurden ausgewertet.

Außerdem wurde eine Summierung aller Meßwerte aller Probanden bei allen Winkeln vorgenommen und das gemittelte Ergebnis vor und nach der Stimulation verglichen, jeweils ipsilateral und kontralateral.

III/4 Methodik der Muskelbiopsie:

Muskelfasergewinnung - gleiche Biopsiestelle - innerer Standard:

Die Variabilität der Fasertypenverteilung ist höher bei verschiedenen Biopsiestellen eines Muskels als bei gleicher Biopsiestelle bei verschiedenen Probanden (siehe Blomstrand [15]). In Anlehnung an eine Studie ist die Variabilität der FT-Fasern bei 4 unabhängigen Subproben unter 8 %. Bezüglich der oxidativen Kapazität ist die experimentielle Fehlerwahrscheinlichkeit geringer, da die oxidative Kapazität

individueller Muskelfasern nur um den 3-fachen Wert differiert.

Nadelbiopsie:

Die Nadelbiopsie ist schonender und einfacher als die offene (chirurgische) Biopsie.

Der Nachteil der Nadelbiopsie ist das stark kontrahierte Muskelmaterial und der Verlust der Faseranordnung durch die Präparation, was die Volumenfraktion nicht verändert, wohl aber die Bestimmung der Fasergröße und Kapillardichte etwas verfälscht.

Vor- und Nachteile der Analyse von Muskelproben im Querschnitt:

Vorteile:

- quantitative Analysen der strukturellen Komponenten des Energiemetabolismus (Kapillaren, Diffusionsprozesse von Mitochondrien zu Kapillaren und Mitochondrien zu Myofibrillen)
- Einschätzung von Kapillar-Parameter
- bei niedrigen Vergrößerungen (1500 x) Kapillaren, Fasergrößen mit Bezugnahme auf Faservolumen
- bei höher Vergrößerung (20000 x) Mitochondrien-volumina und (100 000 x) Oberflächen von Membramsystemen.
- Unterscheidung zwischen subsarcolemmalen und interfibrillären Mitochondrien.

Nachteile:

- keine ultrastrukturelle Fasertypisierung möglich (außer durch zusätzliche histochemische Methoden)
- keine Bestimmung der Sarcomer-Länge, der Z-Band-Weite und des Ausmaßes des T-Tubulus-Systems und des Kontraktionsgrades möglich

Spezielle Methodik der Muskelbiopsie bei der von uns verwendeten Versuchsanordnung:

Bei jedem Probanden wurden 1 Woche vor und 1 Tag nach der Elektrostimulationsserie eine Nadelbiopsie aus dem *M. vastus lat.* entnommen (Bergström [11]).

Es wurden auf der zu stimulierenden Seite je 1 Biopsie vor und eine nach der Stimulation, als auch zeitgleich auf der nicht stimulierten Seite je 1 Biopsie entnommen. Unter sterilen Bedingungen wurde nach Gabe eines Lokalanästhetikums und einer kleinen Stichincision die Biopsienadel normal zur Muskelfaserrichtung eingeführt und unter Sogwirkung kleine Muskel-gewebsstücke (je ca. 50-100 mg) entnommen. Von jedem Probanden wurden je 4 Muskelbiopsien (je ein Präparat stimuliertes/nicht stimuliertes Bein vor und nach Stimulation) fixiert im Glutaraldehyd zur histologischen und histochemischen Untersuchung an das Anatomische Institut in Bern, Prof. Dr. H. Hoppeler geschickt, den ich freundschaftlich verbunden an dieser Stelle sehr herzlich danke. Das Muskelgewebe wurde anschließend für die Elektronenmikroskopie und die quantitative Auswertung präpariert (Hoppeler et al. [87]). Dabei wurden kleine Gewebestücke immersionsfixiert, wozu 6,25% Glutaraldehyd in 0.1 M Natriumcacodylat-Puffer (430 mOsm, pH 7.4) verwendet wurde, gefolgt von einer Nachfixation mit

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

1% Osmiumtetroxid in 0.06 M Veronal-Natriumacetat-Puffer (380 mOsm, pH 7.4). Nach Blockkontrastierung mit Uranylacetat und Dehydratation in Ethanol wurde in Epon eingebettet.

Die Ultradünnschnitte wurden kontrastiert mit Uranylacetat und Bleicitrat. Für die stereologische Auswertung wurden pro Biopsie zufällig 4 Blöcke geschnitten. Die Orientierung der Schnitte war quer oder leicht schräg in Bezug auf die Faserlängsachse.

Für die zelluläre Ultrastruktur betrug die Endvergrößerung 24000-fach (Fig. 1), für die Auszählung der Kapillaren 1600-fach. Pro Block wurden 10 Aufnahmen gemacht, so daß pro Biopsie 40 ausgewertet wurden. Die elektronenmikroskopischen Aufnahmen wurden auf 35 mm Film mit einem Philips-EM-300 aufgenommen. Die Aufnahmen wurden nach den Standardmethoden der Stereologie ausgewertet.

Auf der kontralateralen Seite wurde die Muskelbiopsie zeitgleich zur stimulierten Seite entnommen, sodaß ein innerer Standard bezüglich der Güte der Aussagekraft, der Muskelveränderungen und der Güte der Muskelbiopsien durch den statistischen Vergleich belegt bzw. gebildet werden konnte.

Beurteilt wurden die Volumendichte der interfibrillären Mitochondrien, die Volumendichte der subsarcolemmalen Mitochondrien, die Volumendichte aller Mitochondrien, die Volumendichte der Lipidtropfen, die Volumendichte der Myofilamente und die Volumendichte des zellulären Restes bestehend aus Sarcoplasma, Kern, sarcoplasmatisches Reticulum etc. Weiters wurde das Flächenverhältnis von Kapillaren und Muskelfasern bestimmt, sowie die Kapillardichte (pro mm^2) die Muskelfasergröße in μm^2 , Faserdurchmesser in μm und die Faserfläche pro Kapillare in μm^2

IV) Ergebnisse und Diskussion

IV/1a Ergebnisse der Kraftmessung vor und nach Elektrostimulation

Vor der Stimulation bestand eine deutliche Seitendifferenz bei fast allen Probanden, die aufsummiert (alle Meßpunkte aller Probanden) eine Differenz von 26,10 Nm = 13,04 % zum Nachteil der zu stimulierenden Seite ergaben. Nach der Stimulation war diese Seitendifferenz völlig ausgeglichen, sodaß auf der stimulierten Seite 209,12 und auf der nicht stimulierten 209,40 Nm gemessen werden konnte. (siehe auch beigefügte Tabelle).

Die Verbesserung vor zu nachher betrug demnach 26,53 Nm bei einer Standardabweichung von 25,9; das entsprach einer prozentuellen Verbesserung von 19,29 % auf der stimulierten Seite im Vergleich zum Ausgangswert. Die nicht stimulierte Seite zeigte im Gesamtkollektiv einen Unterschied von 0,7 Nm und war daher völlig unverändert. Die Auswertung der einzelnen Versuchspersonen ergab ebenfalls eine geringe bzw. deutliche Steigerung im stimulierten

Bein. Nur 2 Versuchspersonen hatten praktisch keine Kraftveränderung am stimulierten Bein vorher/nachher. Der prozentuelle Kraftgewinn war auch abhängig von der Winkelstellung im Kniegelenk und dem Trainingszustand (siehe Tabelle). Bemerkenswert war der Kraftgewinn besonders in 60 Grad Kniewinkelstellung, der sicherlich dadurch bedingt war, daß die Probanden zwar aufgefordert wurden, in verschiedenen Winkelstellungen zu üben, jedoch vorwiegend im Sitzen bei 60 Grad gebeugten Kniegelenk stimuliert haben. Bei eher schwachen Individuen war ein deutlicher kontralateraler Effekt zu sehen. Bei gut trainierten Probanden und auch bei jenen mit Vorschädigung (auf der stimulierten Seite) war der Effekt auf der kontralateralen Seite uneinheitlich, in verschiedenen Winkelstellungen erkennbar und in Prozenten relativ gering. Eine deutliche Kraftsteigerung zeichnete sich in jenen Fällen ab, bei denen eine deutliche Muskeldysbalance durch Vorschädigung (2x vordere Kreuzbandplastik und 1x Quadricepssehnenruptur bzw. Inaktivität) bestanden hatte. Bei diesen Patienten mit Muskeldysbalancen konnte ein Kraftgewinn zwischen 22-56% (zusätzlich zur Mitochondrienzunahme) durch dieses Stimulations-schema auf der geschwächten Seite erreicht werden, sodaß eine völlige Kraft-Kompensation durch diese 7-wöchige Elektrostimulation erzielt wurde. Von verschiedenen Autoren wird das Fortbestehen der Muskeldysbalance nach Knieoperationen etc. über Jahre hinaus angegeben [16,56,57]. Unser Ergebnis ist klinisch besonders relevant, obwohl aufgrund der geringen Anzahl die Statistik nicht sicher beweisend ist. Das sehr große Ausmaß der Kraftvermehrung am geschwächten Bein ist für die Rehabilitation deshalb von besonderer Bedeutung, da bereits vorher mit den verschiedensten Therapiemitteln versucht wurde, das Kraftdefizit auszugleichen. Erst die zusätzliche Elektrostimulation konnte das Defizit beheben!

IV/1/b Diskussion der Kraftmessungen

Nur durch eine Ausdauer- und Kraftausdauer-verbesserung der Muskulatur kann die Stabilität z.B. des Kniegelenkes über längere Zeit verbessert werden, um für die Alltagsbewegungen und die Wiederaufnahme der sportlichen Aktivität gerüstet zu sein. Da der größte Kraftgewinn von jenen Probanden erzielt wurden, die bereits eine Vorschädigung des Beines und somit eine Muskelasymmetrie durch Fehlfunktion aufwiesen, liegt es nahe, daß die Kraft-Ausdauerstimulation in der Rehabilitation auch zum Ausgleich länger (jahrelang) bestehender Kraftdefizite bzw. Muskelimbancen eingesetzt werden, die durch keine andere Trainings und Therapiemethode bis dahin ausgeglichen werden konnten. Diese Verbesserungen in der Kraftentwicklung zeigen, daß bei unserem Elektrostimulationsschema die Kraftentwicklung bei vorgeschädigter Muskulatur ausreichend war

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Tabelle modifiziert nach Duchateau

Referent	Muskel	NMES (%)	VC (%)	NMES vs VC
Garhammer (1971)	QF	32,2	29,8	
Anzil et al (1974)	QF	+ 13,21	+ 9,74	
Godfrey et al (1979)	QF	+ 45,9	+ 36,9	
Eriksson et al (1981)	QF	+ 14	+ 16	n.s.
Laughman et al (1983)	QF	+ 22	+ 18	n.s.
McMiken et al (1983)	QF	+ 22	+ 25	n.s.
Miller & Thepaut-Mathieu (1990)	BB	+ 30	+ 28	n.s.
Canon & Caferelli (1987)	AP	+ 15	+ 15	n.s.
Currier & Mann (1983)	QF	+ 16	+ 30	n.s.
Kubiak et al (1977)	QF	+ 33	+ 43	p < 0.01
Halbach & Strauss (1980)	QF	+ 22	+ 42	Not tested
Mohr et al (1985)	QF	+ 1	+ 15	p < 0.05
Davies et al (1985)	FDI	- 1	+ 33	p < 0.02
Duchateau & Hainaut (1988)	AP	+ 13	+ 21	p < 0.05
McMiken et al (1983)	QF	+ 22,5	+ 25	n.s.
Gould et al (1983)	QF	++	+	
Selkowitz (1983)	QF	+ 44	+ 18	
Wolf et al (1986)	QF	++	+	

QF = quadriceps femoris, FDI = interosseus dorsalis I, BB = biceps brachii, AP = adductor pollicis
n.s. = nicht signifikant

(durchschnittlich + 19,29%), um eine symmetrische Muskelkraftentfaltung zu erzielen!

Andererseits bewirkt dieses Stimulationsschema eine deutliche Verbesserung der oxidativen Kapazität (+ 22%) und somit der Ausdauerfähigkeit der Muskulatur, die zur Stabilität und Gelenksführung über längere Zeit eingesetzt werden kann.

Unser Ziel bei dieser Stimulationsserie war es nicht, die Maximalkraft zu steigern, sondern durch ein geändertes Stimulationschema die oxidative Eigenschaft der Muskulatur zu verbessern.

Wir finden diese Fragestellung durch die Kraftanalyse, aber auch durch die histologischen Ergebnisse (siehe dort) voll bestätigt. Wir sind uns aber auch bewußt, daß noch einige Versuche notwendig sein werden, um die genaue Trainingswirksamkeit verschiedener Impulsparameter in Richtung Maximalkraft bzw. in Richtung Ausdauer zu optimieren.

IV/2 Muskelbiopsien vor und nach Elektrostimulation

IV/2/a Ergebnisse und Diskussion der Fasertypen-Veränderung

Die histologische Fasertypenbestimmung wurde nach ATPase-Reaktion (pH 4,3) an Gefrierschnitten vorgenommen. Pro Schnitt vom stimulierten bzw. von kontralateralen Bein wurden durchschnittlich 220 Fasern ausgezählt. Die Volumsprozente der Typ IIA-Fasern zeigten eine Zunahme von 12,3% auf 0,1%-Niveau beim Vergleich der Biopsie nach der Stimulation zwischen stimulierter Seite und kontralateraler Seite. Die Anzahl der Typ IIA-Fasern nahm um 16% auf 0,1%-Niveau signifikant zu. Diese histologischen fasertypenspezifischen Ergebnisse

decken sich mit den Erwartungen hinsichtlich der elektrischen Leistungsanforderung und der Stimulationsparameter, da hier nur ca. 45.000 Stimuli innerhalb einer Stunde pro Tag bei einer Gesamtzahl von ca. 1,2 Mio in 7 Wochen verabreicht wurden.

Außerdem deckt sich dieses Typ II-Faser Training bzw. diese Typ II- Faser Bevorzugung durch diese Stimulation mit unseren Erfahrungen und histologischen Befunden, die wir bei der Elektrostimulation gelähmter Muskulatur schon 1986 (Kern) gefunden haben.

In diesen früheren Versuchen mit querschnittgelähmten Patienten (spast. gelähmt und denerviert) konnten wir bei einem ähnlichen Stimulationsumfang jedoch eine deutliche Faservergrößerung und eine deutliche Vermehrung der Typ II-Fasern feststellen (Kern 1985/1986) was aufgrund der atropheren Ausgangssituation zu erwarten war.

Der Vergleich dieser Parameter legt den Schluß nahe, daß für die Fasertransformation bzw. Adaptation der Fasertypen inkl. der gesamten Faserhistologie und Enzymchemie die Stimuli pro Tag, also der Arbeitsumfang pro Tag und nicht die Frequenz ausschlaggebend sind (siehe auch Kapitel Transformationshypothese).

Die Stimuli pro Tag bewirken die Fasertransformation Eine Hypertrophie ist eher dann zu erwarten, wenn der Ausgangszustand eher schwach bzw. schlecht ist/war und die Spannung im Muskel eine bestimmte Intensität und Zeit erreicht! Die Spannung über eine gewisse Zeit pro Tag führt zur Hypertrophie.

IV/2/b Ergebnisse im Licht- und Elektronenmikroskop

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Kontralaterales Bein:

Beim Vergleich mit dem gepaarten T-Test zwischen kontralateraler Seite (1. Biop kontr.) und stimulierter Seite (1. Biop stim.) jeweils vor der Stimulation ergab sich keine Signifikanz, außer daß auf 5%-Niveau das kontralaterale Bein mehr Lipid als das zu stimulierende Bein vor Stimulation aufweist.

Das könnte Ausdruck dafür sein, daß die metabolische Aktivität bei 3 Probanden auf der kontralateralen Seite deutlich höher lag als auf der zu stimulierenden Seite, da auf dieser Seite eine deutliche Vorschädigung (St.p. Kreuzbandplastiken und Menisektomie) vorhanden war.

Beim Vergleich der kontralateralen Seite vor (=1. Biop kontr.) zur kontralateralen Seite nach (=2. Biop kontr.) der Elektrostimulationsserie ergaben sich keine sign. Veränderungen im zellulären und kapillären Bereich.

Auch beim Vergleich der 1. Muskelbiopsie der stimulierten Seite (=1. Biop stim.) mit der 2. Muskelbiopsie auf der kontralateralen Seite (2. Biop kontr.) ergaben sich bei geringen % mäßigen Änderungen in den Strukturen, Organellen bzw. Flächenvergleichen keine sign. Unterschiede, was maximal auf einen sehr geringen kontralateralen Effekt zurückzuführen wäre (kein oder nur geringer kontralateraler Effekt)!

Stimuliertes Bein:

Beim Vergleich der stimulierten Seite nach Elektrotherapie (2. Biop stim.) mit den Werten der kontralateralen Seite vor (1. Biop kontr.) und nach (2. Biop kontr.) ergaben sich jeweils für die Volumendichte der interfibrillären Mitochondrien und des gesamten Mitochondrienvolumens auf 0,05%-Niveau eine statisch sign. Zunahme um 22%

Hierin unterscheidet sich die Muskelbiopsie nach der Stimulation sign. von allen anderen Muskelbiopsien (derselben Seite vor als auch zu den beiden Biopsien auf der kontralateralen Seite vor und nach der Elektrostimulation).

Die Zunahme der Mitochondrien war bedingt durch eine sign. Zunahme der interfibrillären Mitochondrien (+22%), während sich die subsarcolemmalen Mitochondrien (siehe Abb.) nicht sign. veränderten. Diese Beobachtung steht im Gegensatz zum Dauerleistungstraining, wo üblicherweise eine stärkere relative Zunahme der subsarcolemmalen Mitochondrien erfolgt.

Eine plausible Erklärung für dieses Verhalten wird zur Zeit noch diskutiert.

Die Zunahme des Verhältnisses von Kapillaren zu Muskelfasern um 14,45% war statistisch sign. auf 5%-Niveau beim Vergleich der beiden Biopsien nach der Therapieserie von der kontralateralen und stimulierten Seite (2 Biop stim.).

Eine leichte Abnahme der Myofilamente nach Stimulation (2. Biop stim.) auf 1%-Niveau um 3,10%, als auch eine Zunahme des zellulären Restes um 15,03% auf 5%-Niveau gegenüber (1. Biop stim.) und

auch Biopsie 1+2 der kontralateralen Seite. Diese Resultate erreichen aufgrund der hohen Meßgenauigkeit dieser Variablen das Niveau der statistischen Signifikanz. Die biologische Bedeutung dieser kleinen Änderungen dürfte aber gering sein.

Zusammenfassung der histologischen Veränderungen die durch unsere Elektrostimulation beim Sportler durch 7 Wochen ausgelöst wurden:

- Keine Vergrößerung des Faserdurchmessers und keine Muskelquerschnittszunahme
- Zunahme des Kapillar zu Muskelfaser-Verhältnisses + 14,45%
- Interfibrilläre Mitochondrien + 22%
- subsarcolemmale Mitochondrien +/- 0%
- Vermehrung der Typ IIA-Fasern + 16%
- Volumsprozente der Typ IIA-Fasern +12,3%
- Abnahme der Myofilamente - 3,1 %
- Zunahme des zellulären Restes + 15,03 %

IV/2/c Diskussion der histologischen Befunde:

Die Stimulation, die mit 2x tgl. eine ½ Stunde bei 3 sec. on und 3 sec. off (bzw. 5"/5") und einer Intensität von ca. 55-60% der Willkürkraft auf ein Kraft-Ausdauertraining ausgerichtet war, um die Effizienz der Elektrostimulation hinsichtlich der Gelenkstabilitätsfunktion nachweisen zu können, bewirkt keine statistische Zunahme in der Muskelfaserquerschnittsfläche bzw. im Faserdurchmesser wie dies z.B. von Appel und Cabric bei einer Stimulation mit hoher Intensität und kurzer Dauer schon nach 19 Tagen berichtet wird. Cabric hat jedoch den lat. M.gastrocnemius getestet, der einen deutlichen Faserunterschied (ca. 60% Typ II Fasern) gegenüber dem Vastus lat. quadr. femoris aufweist.

Unsere Ergebnisse zeigen jedoch eine Zunahme der interfibrillären Mitochondrien von ca. 22% was eine deutliche Zunahme der oxidativen Kapazität im stimulierten Bein durch die Elektrostimulation bedeutet. Bemerkenswert war die Güte der Muskelbiopsie, die unsere Ansprüche voll erfüllte, indem wir weltweit den ersten Beweis in der Art führten, daß wir eine Muskelbiopsie aus dem Vastus lat. quadr.fem. tätigten und ohne Therapie auf der selben Seite nach 7 Wochen eine neuerliche Biopsie vornahmen. Durch die Auswertung der Daten konnten wir hinreichend beweisen, daß die Güte der Muskelbiopsie in Technik und Auswertung bzw. die Stimulationstechnik hervorragend war:

Die 1. Biopsie der kontralateralen Seite unterscheidet sich nicht von der 1.Biopsie der zu stimulierenden Seite und der 2. Biopsie auf der kontralateralen Seite (nicht stimuliertes Bein)

Hingegen ändern sich die Befunde der stimulierten Seite gegenüber allen anderen Muskelbiopsien signifikant, sodaß die Trainingswirksamkeit der angewandten Elektrostimulation quantitativ und qualitativ in Richtung Kraft- und Ausdauerkomponente

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

als gesichert angesehen werden kann. Die Gesamtwertung dieser Befunde ergibt, daß sich die Skelettmuskulatur im Sinne eines Dauerleistungstrainings verändert, wobei allerdings die Unterschiede für Mitochondrien und Kapillaren nach Stimulation deutlich hinter denen zurück bleiben, welche durch willkürliches Training, bei gleichem Zeitaufwand, erreicht werden können (Mitochondrien +40%, Kapillaren +30%).

Das andersartige Ansprechen der subsarcolemmalen (fast keine Änderung) und interfibrillärer (+22%) Mitochondrien kann als Hinweis darauf gewertet werden, daß nicht nur das „Trainingsvolumen“, sondern auch die Stimulusqualität und die „lohnende Pausendauer“ bei der Elektrostimulation entscheidend sind.

Als Ursachen für die Vermehrung der subsarcolemmalen Mitochondrien wurden bisher angeführt, daß sie zur Energieversorgung der aktiven Membrantransporte dienen bzw. daß sie durch ihre Anordnung einen höheren O₂-Druckgradienten zwischen Interstitium und subsarcolemmal ausnutzen, während Hoppeler glaubt, daß auch schwer diffundierbare größere Lipide aus der Blutbahn durch die Nähe zur Muskelfasermembran für den oxidativen Stoffwechsel herangezogen werden können [84].

Meiner Meinung nach waren bei unserer Elektrostimulation die Pausen so lange, daß die Metaboliten- und Sauerstoffdiffusion von den Kapillaren bis zur Mitte der Muskelzelle in ausreichendem Maße gewährleistet war.

Erhöht man jedoch die Muskelleistung durch Verkürzung der Pausendauer, ist die Zeit für die Diffusion ins Zellinnere nicht ausreichend und der Muskel vermehrt die Mitochondrien in der Nähe der Kapillaren entlang der Muskelfasermembran (= subsarcolemmale Mitochondrien - Vermehrung!).

Meine Interpretation der erzielten Veränderungen muß in Zukunft jedoch geklärt bzw. bestätigt werden. Jedenfalls wurden bei unserem Elektrostimulations-Versuch die inter-fibrillären Mitochondrien (s.o.) selektiv vermehrt! Die klinische bzw. trainings-technische Bedeutung dieser Beobachtung steht derzeit noch nicht fest und muß geklärt werden. Jedenfalls müßte man bei der Rehabilitation noch Ausdauer-trainierter Patienten überlegen, ob nicht kürzere Stimulationspausen anzuwenden wären.

IV/3 Technische Empfehlungen für die Muskelstimulation im Sport

Die geeignete Stimulationsmethode zur elektrischen Muskelkräftigung muß eine optimale Anspannungsintensität möglichst aller Muskelfasern über die gesamte Stimulationsdauer gewährleisten.

Außerdem muß eine gute sensible Verträglichkeit durch Wahl der Stromform und Elektrodengröße gegeben sein und die Ermüdung durch geeignete

Stimulations- und Pausenverhältnisse möglichst gering gehalten werden.

Eine zu rasche lokale Muskelermüdung während der Elektrostimulation kann durch folgende Fehlerquellen hervorgerufen werden:

- zu kleine Elektrodenflächen
- ungenügend lange Pausendauer während der Stimulationsserien (besonders Typ IIb-Ermüdung)
- rasche nervale Ermüdung durch zu hohe (unnötig hohe) Reizfrequenz, wodurch es zu einem erhöhten Transmitterverlust bei Erregung in der relativen Refraktärperiode und zu Repolarisationsstörungen kommt.

a) Elektroden: Form und Material

Ein vorrangiges Problem bei der Optimierung der elektrischen Muskelstimulation ist die Anpassung der Elektroden. Als günstig hat sich eine anatomisch geformte und möglichst den ganzen Muskelverlauf bedeckende Elektrode erwiesen.

Diese Elektrode muß möglichst gut anmodellierbar sein, einen gleichmäßigen Auflagedruck und den nötigen elektrischen Querwiderstand aufweisen, damit es zu einer Homogenisierung des elektrischen Feldes unter der Elektrode kommt (Mayr 1985). Als sehr günstig haben sich Silikon-Kautschuk-Elektroden mit einem spezifischen elektrischen Widerstand von etwa 20 Ohm cm erwiesen, die mit Elektrodengel oder H₂O getränktem Schwammtuch direkt auf die Haut aufgelegt werden können.

b) Elektrodengröße

Beim Vergleich unterschiedlicher Elektrodengrößen hinsichtlich Kraftentwicklung in Abhängigkeit von der Effektivstromdichte, sehen wir, daß z.B. bei 0,2 mA pro cm² eine dreifach höhere Kraftentwicklung mit anatomisch geformten 200-300 cm² Elektroden gegenüber den üblicherweise in der Therapie verwendeten 100 cm² Elektroden erreicht werden kann.

Die Effektivstromdichte ist jene technische Größe, die unmittelbar mit der sensiblen Reizung der Haut korreliert (siehe Abb. 5 und 6).

Die praktische Empfehlung lautet:

Möglichst große anatomisch geformte Elektroden, die den gesamten Muskel bedecken und größtmögliche sensible Verträglichkeit und homogene Stimulation des darunterliegenden Muskels gewährleisten, d.h. alle Muskelfasern des stimulierten Areales erfassen.

Diese flächenförmige Reizung ist sensibel verträglicher als die Reizung am motorischen Punkt mit kleinflächigen Stimulationselektroden. Außerdem können durch die großflächige Stimulation über den entsprechenden Muskel und über das entsprechende Hautdermatom mehr sensible Afferenzen in das neurale Segment gelangen und somit eine bessere neurale Adaptation (siehe dort, Kapitel II/3/e) erzielt werden.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Große Elektroden - Erfassung aller Muskelfasern-Reflextherapie aus dem Dermatome!

c) Impulsparameter, Polung und Pausenvariation

Es ist klar, daß bei Verlängerung der Pausenintervalle zwischen den Stimulationsserien die Reizantwort in Prozent des willkürlichen Maximal-Kraftmomentes größer wird (siehe Abb. 7). Aber auch die Richtung des elektrischen Stromes ist für die Reizantwort maßgebend. Das größte durchschnittliche Kraftmoment wird bei Änderung der Stromrichtung nach jeder fünften Schwellung erreicht (siehe Abb. 8). Kombiniert man Pausenvariation und Polwendung, so erhält man bei gleicher Stromintensität den geringsten Kraftverlust, wenn man zwei Sekunden stimuliert, anschließend zwei Sekunden Pause einschaltet, fünf solche Wiederholungen pro Serie zuläßt und dann 20 Sekunden zwischen den Serien pausiert.

Damit ist es möglich, über einen Zeitraum von 50 Schwellungen 93% des maximalen Anfangs-Kraftmomentes aufrechtzuerhalten. Fast genauso gut ist die Kombination 2 sec Stimulation und 5 sec Pause (84% der Anfangskraft) (siehe Abb. 9)

Impulsdauer

Hinsichtlich der Einzelimpulsdauer haben sich biphasische Impulse von 0,4 - 0,5 msec pro Phase = Gesamtimpulsbreite von 0,8 - 1 msec zur Muskelstimulation bei maximaler sensibler Verträglichkeit als günstig erwiesen. In dieser Zeit werden gerade ausreichend elektrische Ladungen verschoben, um den besten Depolarisationseffekt auf den gesamten Muskelquerschnitt nahe der Schmerzgrenze zu erzielen. Durch die relativ lange Einzelimpulsdauer von 1,0 msec gelingt es, die Stimulationsamplitude, somit die Ausdehnung des elektrischen Feldes auf den zu stimulierenden Muskel zu beschränken. Dieser Umstand ist insbesondere in der funktionellen Elektrostimulation wichtig, um die agonistische Stimulation nicht durch gleichzeitige Stimulation (über zu große elektrische Felder) der Antagonisten in ihrer effektiven Funktion z.B. Kniestreckung zu reduzieren. Die Impulsbreite und die Stimulationsintensität sind neben der Elektrodengröße und der Elektrodenanlage die wichtigsten variablen Parameter zur optimalen funktionellen Stimulation einzelner Muskeln.

Impulsform

Rechteck- und Dreieckimpulse werden in der Therapie seit langem verwendet. Eine neuere Entwicklung, die bereits von Leduc [133] angeregt wieder aufgegriffen wurde, ist der biphasische Rechteckimpuls, der durch den Hyperpolarisationseffekt eine größere Reizwirksamkeit gewährleistet. Ein weiterer Vorteil dieser Impulsform ist, daß die Ladungsverschiebung schon während des Einzelimpulses ausgeglichen wird und somit keine elektrolytischen Schädigungen der Haut auftreten können (siehe Abb. 12).

Frequenz:

Die Variation der Frequenz bei konstanter Impulsdauer und Intensität zeigt einen kontinuierlichen Kraftanstieg, der zwischen 20 Hz und 60 Hz relativ linear erfolgt. Ab 60 Hz wird dieser sehr flach und exponentiell

bis ca. 90-100 Hz. Eine Elektrostimulation im klassischen Niederfrequenzbereich ist ab ca. 20 bis max. 60 Hz sinnvoll.

Darunter werden nur mehr Schüttelfrequenzen und keine tetanischen Kontraktionen erreicht, während eine Stimulation über 60 Hz zu einer unnötig starken nervalen Ermüdung führt (siehe Abb: 10).

d) Zusammenfassung der technischen Ergebnisse und Vorversuche:

Empfehlungen für die Durchführung der Muskelstimulation:

Sind die herkömmlichen Impulsströme für die Therapie gelähmter und atrophier Muskeln sowie zur Innervationsschulung, Reflextherapie, Schmerzreduktion, Muskeldetonisierung und Durchblutungsverbesserung ausreichend und gut geeignet, so müssen wir im Sport, sowie bei den modernen Wegen der Querschnittsrehabilitation und der Therapie von peripheren Lähmungen spezielle Kriterien beachten:

- Die Elektroden sind möglichst großflächig und anatomisch richtig anzulegen, um bei geringer Stromdichte, welche gute sensible Verträglichkeit und kompaktere elektrische Feldgröße garantiert, ein ausreichend hohes Kraftmoment zu entwickeln.
- Zu rasche lokale Ermüdung muß durch genügend lange Pausen zwischen den Stimulationszyklen (2 sec/5 sec. oder 3 sec/3 sec oder 5 sec/5 sec) und/oder zwischen den Stimulationsserien (je 5 Stimulationszyklen eine 20 sec. „lohnende“ Pause)
- durch Änderung der Stromrichtung = Polwendung nach je fünf Schwellungen vermieden werden.
- Der biphasische Impuls führt durch Hyperpolarisation zu einer verbesserten Reizwirksamkeit. Außerdem wird dabei die Gefahr einer elektrolytischen Hautschädigung ausgeschlossen.
- Bei der Durchführung der Elektrostimulation muß auf die entsprechende Häufigkeit, zwei- bis dreimal täglich 10 bis 30 Minuten, und auf die entsprechende aktive Mitarbeit des Patienten besonders geachtet werden.

Unterschiedliche Ziele, wie die Verbesserung der Muskelkraft oder die Förderung der Ausdauerleistungsfähigkeit bedingen auch unterschiedliche Stimulations-Parameter z.B. Schwelldauer und Schwellpause und Stimulations-Frequenz etc.

Für Wirkmechanismen und Therapie-Empfehlungen der Elektrostimulation bei Ödem, Schmerz, neuraler Hemmung sowie Funktionsverbesserung siehe Kapitel II/a-g!

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

IV/4 Praktische Empfehlungen im Sport und in der Rehabilitation zur Anwendung der Elektrostimulation

a) Elektrostimulation mit dem Ziel: Krafttraining

Für das elektrische Krafttraining sind tetanische Kontraktionen mit maximal verträglicher Intensität, das entspricht zumeist einer $K_{max} = MVC$ von 75 - 85 %, anzuwenden. Stimulationsdauer 6-8 sec. und 30-50 sec. Stimulations-Pause, 8-10 Wiederholungen, 2-3 Sätzen tgl.. Zwischen den einzelnen Sätzen mindestens 2-5min Pause zur Auffüllung der energiereichen Phosphate und zum Abbau zu hoher lokaler Laktat Spiegel. Häufigkeit pro Woche abhängig vom Trainingszustand 3-5x.

Weitere Stimulationsparameter sind biphasische Impulse, großflächige anatomische Elektroden und 50-60 Hz bei 1,2 msec. Impulsdauer, Polwendung alle 5 Schwellungen und aktive „Mitarbeit“ des Patienten. Durch eine längere „lohnende“ Pause nach jedem Satz könnte man eine Verbesserung der Energiebereitstellung und damit eine höhere Kraftentfaltung erreichen. Somit ist eine Pause von 20 sec. alle 5 Kontraktionen mit je 2 sec/2sec on/off ebenfalls bestens empfehlenswert [111,132].

Ob Mittelfrequenzstimulation nach Kots mit 2.500 Hz und mit 50 Hz moduliert mit 10 sec. Schwelldauer und 50 sec. Pause für 10 min. oder länger einen besseren oder anderen Effekt auf die Kräftigung der Muskulatur hat, ist derzeit unklar, aber nicht wahrscheinlich. Diese Mittelfrequenzstimulatoren sind jedoch nur in Russland bzw. in den USA erhältlich.

Für das elektrische Krafttraining ist die Mitrekrutierung der Typ IIa und IIb-Fasern notwendig, was einerseits zu einer rascheren Muskelermüdung führt, andererseits aber zu einem strukturellen und metabolischen Effekt gerade auf die Typ IIa und IIb-Fasern. Die „ermüdungsfreien Stimulationen“ und ähnliche Stimationsversuche mit ihren Therapieempfehlungen sind für die Zielsetzung „Krafttraining“ sicherlich nicht geeignet!

b) Elektrostimulation mit dem Ziel: Kraftausdauertraining

Insbesondere in der Endphase der Rehabilitation und bei der Wiedereingliederung in den Sport spielt diese Trainingsform eine entscheidende Rolle. Ziel einer effizienten Wiederherstellung ist vor allem eine dauerhafte aktiv-muskuläre Stabilisierung von Gelenken. Dazu ist über längere Zeiten ein hoher oxidativer Energieaufwand bei mittlerem Kraftaufwand notwendig.

Die für diese Stimulation notwendigen Intensitäten liegen etwa bei 50-65 % von $K_{max} = MVC$, etwa 200-300 Schwellzyklen, 2-3 Sätze tgl., 5-6x pro Woche. Jeweils 3 sec. on/3 sec. off oder 5 sec. on/5 sec. off mit 25-40 Hz, 1,2 msec. Impulsdauer evtl. aktive Mitarbeit, Polwendung alle 5 Kontraktionen. Auf Grund der praktischen Durchführbarkeit wurden keine längeren Stimulationszeiten angewendet.

Dabei sollen besonders Typ II A und Typ I Fasern angesprochen werden, wobei für Typ II A Fasern bereits 40.000 Stimuli pro Tag genügen würden, für Typ I Fasern allerdings zumindest 200.000 - 300.000 Stimuli pro Tag (d.h. 3 Trainingseinheiten pro Tag) notwendig wären.

c) Elektrostimulation mit dem Ziel: Ausdauertraining

Genauere Angaben über Impulsparameter zur Ausdauerstimulation beim Menschen fehlen in der Literatur (siehe Kapitel II/3/b), jedoch kommt eine 10 Hz Dauerstimulation, wie im Tierexperiment, beim Menschen wegen der trägeren Reizantwort und trägeren Durchblutungsreaktionen nicht in Frage.

In der Rehabilitation, insbesondere nach Sportverletzung gilt es ein operiertes Gelenk oder einen geschädigten Wirbelsäulenabschnitt über längere Zeit muskulär zu stabilisieren. Dazu sind die Typ I und nur zum Teil die Typ IIa Fasern notwendig, die durch ein spezielles elektrisches Stimulationsprogramm zusätzlich zum Willkürtraining trainiert werden sollen.

Die Typ II Fasern, egal ob glykolytisch oder oxidativ, sind im Rehabilitationsprozeß besonders in der Anfangsphase weniger wichtig, da sie nach dem Rekrutierungsschema von Hennemann für die Alltagsbewegungen ohne erheblichen Kraftaufwand nicht eingesetzt werden.

Andererseits bewirkt die rasche Ermüdbarkeit der Typ II Fasern, daß sie zur Stabilisierung eines Gelenkes sowie zur Bewegungssicherung aber auch zur muskulären Haltungskorrektur nur kurze Zeit beitragen können.

Zur Verbesserung der Haltungs- und Stabilisierungsfunktion der posturalen Rückenmuskulatur ist eine Elektrostimulation, die Stoffwechsel und kontraktile Eigenschaften der Typ I Fasern verbessert, anzustreben. Auch bei verletzungsbedingten lokalen Schwächen oder bei Immobilisation von hochtrainierten Ausdauerathleten ist die lokale elektrische Ausdauererschulung der Typ I Fasern und IIa-Fasern notwendig.

Vorschläge für die derzeit in der Praxis möglichen Therapien:

Die von Jantsch und Schuhfried angegebenen Impulsgalvanisation 50/70 (200 Hz und 0,7 msec. Einzelimpulsdauer bei 50 msec. Schwelldauer und 70 sec. Schwellpause) und die Impulsgalvanisation 30/50 stellen eine in der Praxis gute Stimulationsform für die Ausdauerstimulation dar. Jedoch wird durch die hohe Frequenz von 200 Hz eine rasche nervale Ermüdung impliziert.

Werden herkömmliche Schwellstromimpulse verwendet, so ist es vorteilhaft, mit einer Schwelldauer und Schwellpause von je 2 sec., Polwendung alle 5 Kontraktionen, gut verträglicher Intensität und mindestens 25 Hz zu stimulieren. Eine höhere Frequenz bis 40 Hz ist bereits ausreichend, um gute tetanische Kontraktionen zu erzielen.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Da jedoch hinsichtlich Ausdauertraining der Muskulatur noch keine definitiven experimentellen Ergebnisse vorliegen, haben wir weitere Denk-Modelle, aber auch Vorschläge die sich in der Praxis bewährt haben, nachfolgend angeführt:

Beim modernen elektrischen Ausdauertraining der Muskulatur sind Schwellstrom-bursts von ca 300-500 msec. Dauer und 30 msec. Pause mit 50-60 Hz empfehlenswert, um eine möglichst hohe Stimulanzahl zu erreichen. Die Intensität sollte ca. 40-50% der Maximalkraft betragen, um diese Dauerstimulation zu gewährleisten, wobei kurze lohnende Pausen zur Förderung der Muskeldurchblutung (alle 100 sec. Stimulation je 5-10 sec. Pause je nach Trainingszustand) gewährt werden können.

Für die Praxis der elektrischen Ausdauerförderung empfehle ich für eine Impulsgalvanisation 70/30:

Diese moderne Form der Elektrostimulation für das Ausdauertraining wird mit ebenfalls 50 Hz Stimulation, bei 1 - 1,2 msec. Einzelimpulsdauer mono- oder biphasischen Impulsen, 19 msec. Impulspause, 70 msec. Schwelldauer sowie 30 msec. Pause erreicht. Dadurch werden bei einer halbstündigen Stimulation bereits 108.000 Stimuli appliziert.

Je nach Trainingszustand sollte nach ca. 60 sec. eine 5-10 sec. lange Stimulationspause eingehalten werden. Bei besserem Trainingszustand kann diese Pause wegfallen.

Die Intensität sollte beim Querbettsturz so gewählt werden, daß gerade eine Streckung des US induziert wird. Die Gesamtdauer dieser Stimulation müßte nach unseren Versuchen, wie bei allen Stimulationsformen zur Ausdauerförderung, zumindestens 2x15 min. bis 2x30 min. pro Tag betragen.

V) Muskelfasertransformation

V/1 Bisher bekannte Hypothesen der Muskelfaser-Transformation

a) Die Frequenz-Theorie:

In unzähligen tierexperimentiellen Versuchen der 70iger und 80iger Jahre wurde die transformierende Wirkung der kontinuierlichen 10 Hz Stimulation von Typ II- Fasern zur Typ I Fasern aufgezeigt. Dabei wurde diese 10 Hz Stimulation über 8-24 Stunden kontinuierlich angewandt. Somit wurde die Frequenz von 10 Hz als die transformierende Ursache angesehen, um die oxidative Kapazität der Muskelfasern, also die Ausdauerleistungsfähigkeit zu erhöhen, zumal diese Frequenz die natürlich vorgegebene Entladungsfrequenz der Vorderhornzellen für die Typ I-Fasern nachahmt. Geklärt scheint die Diskussion, ob jene Fasern, die die Transformation (= Anpassung ihres Energiehaushaltes und ihrer Arbeitsstruktur) nicht schaffen, zugrunde gehen und aus Satellitenzellen ersetzt werden oder ob es zu einem kontinuierlichen Übergang (= transformierenden

Faserumbau) zwischen den einzelnen Fasergruppen kommt.

Dazu haben die Forschungen der letzten Zeit, die Myosin und Myosin-Untergruppen in den verschiedenen Muskelfasern aufzeigen, somit auf Übergangsformen der Muskelzellen hinweisen, zur Klärung beigetragen.

Unterstützt wurde die Erklärung der kontinuierlichen Transformation durch verschiedenen Elektrostimulationsversuche im Tierexperiment, die auch mit höheren Frequenzen Typ I-Faser-Transformierungen erzielten [96,99,119,140,202]. Beim Menschen werden besonders im angloamerikanischen Raum durch mittelfrequente Stimulation mit 2.500 Hz (teilweise moduliert mit 50 Hz) ebenfalls Verbesserungen der oxidativen Kapazität und Fasertransformierungen in Richtung Typ I beobachtet.

b) Die Hypothese der selektiven Reizung von dick myelinisierten Nervenfasern.

Die Kraftsteigerung durch Elektrostimulation wurde von vielen Autoren (Currier, Appel, Capric) auf eine selektive Reizung von Typ II Fasern zurückgeführt, die von dick myelinisierten Nervenfasern mit geringerer Reizschwelle versorgt werden. Dies war die Erklärung, daß zum Teil Glykogenentleerungen und Faserhypertrophie nur in den Typ II Fasern beobachtet wurde. Die Bevorzugung der Typ II -Fasern wurde mit Änderung der Rekrutierungsordnung erklärt. Auch wurden Fasertypenverteilungen in den verschiedenen Muskeln mit vermehrtem oberflächlichen Anteil von Typ II-Fasern, die durch das elektrische Feld leichter erreicht werden, als Erklärung herangezogen [42,64,126].

Die dünnen, geringer myelinisierten und mit einer höheren Reizschwelle versehenen Nervenfasern, die die Typ I-Fasern versorgen, werden erst durch höhere Feldstärken erregt. Dieser angebliche physiologische Unterschied in der Nerverregung wurde bisher herangezogen, um damit die experimentellen Ergebnisse einer prozentuellen Vermehrung der Typ II-Fasern bzw. Veränderung der Fiber-Ratio zu erklären.

c) Energieverbrauch der Muskelfasern als Transformations-Faktor:

Die Theorie, den Energieverbrauch der Muskelfasern für die Transformation verantwortlich zu machen, ist bereits einer richtigen metabolischen Überlegung gefolgt, jedoch wird dabei vergessen, daß bei konzentrischen und exzentrischen Kontraktionen eine erhebliche Differenz im Energieverbrauch besteht. Ebenso im EMG wie Bigland bereits 1952 nachweisen konnte. Armstrong macht die Fasertypisierung und Rekrutierung im Rattenversuch von der statisch bzw. dynamischen Belastung abhängig, wobei auch der Blutfluß in der Muskulatur rekrutierungsabhängig gesteuert wird. Somit soll die Rekrutierung, die

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

entsprechend der dynamischen oder statischen Belastung erfolgt, nicht nur die Stoffwechsellieferung steuern, sondern auch die Fasertypisierung ausprägen. Prinzipiell ist die Überlegung von Armstrong zu begrüßen, da sie bereits die Muskelaktivierung durch das Nervensystem berücksichtigt, jedoch wird hier keine quantitative Definition der Rekrutierung vorgenommen und somit keine faßbare Zahl für den Transformationseffekt angegeben.

V/2 Diskussion der bisher bekannten Hypothesen der Muskelfasertransformation

a) Die Frequenz als transformierender Faktor

Die Frequenz als transformierender Faktor oder Faktor, der die Ausprägung der Fasertypen bestimmt, muß in Zweifel gezogen werden, da wir in der Literatur der letzten Zeit und in eigenen Versuchen sehen, daß die Muskelfaser bei verschiedenen Frequenzen (10 Hz und 40 Hz) jedoch gleicher Leistung pro Tag, etwa dieselben Anpassungsreaktionen zeigt [97,115,116, 118,119, 140,202].

Hudlicka konnte bereits 1980 bei einem Vergleich von 10 Hz und 40 Hz Stimulation, mit insgesamt gleicher Stimulanzahl und gleicher Gesamtzeit, (jedoch 10 Hz kontinuierlich und 40 Hz in Salven mit Pausen dazwischen) unterschiedliche kontraktile Eigenschaften bei eher ähnlichen metabolischen Veränderungen nachweisen, wobei die Zunahme der Kapillarisation bei der 40 Hz Stimulation erst später erfolgte. Bei 10 Hz ununterbrochener Stimulation pro Tag werden 864.000 Impulse pro stimulierter Muskelzelle abgegeben, die somit einen erheblich vergrößerten Arbeitsaufwand ohne lohnende Pause leisten muß. Diese Leistung kann nur mehr von Typ I-Fasern bewerkstelligt werden.

Speziell muß diese Theorie in Zweifel gezogen werden, da die Typ II Faser-Bevorzugung nicht nur durch die Elektrostimulation beim Gesunden, sondern auch bei völlig denervierten Muskelfasern von uns gefunden wurde [83,115,116]. Wir verwenden bei komplett denervierten Muskeln in Abhängigkeit von der Dauer der Denervation zu Beginn der Elektrostimulation Einzelzuckungen mit 0,5 - 1 Hz und später nach Besserung der Erregbarkeit einen speziellen Schwellstrom für denervierte Muskulatur mit ca. 20-25 Hz (Kern [116]).

Denervierte Muskulatur ist anfänglich nur mit Einzelzuckungen (0,5 bis 1 Hz) zu erregen, da die Impulszeiten zwischen 150 und 300 msec liegen und erst mit zunehmender Verbesserung der Membraneigenschaften, insbesondere der Natrium-Kalium-Pumpenaktivität der Membran-Potentiale und somit der Erregbarkeit, kann auf kürzere Impulse zurückgegangen werden. Die kürzesten Impulse, die wir therapeutisch verwendet haben, um denervierte Muskulatur zu stimulieren, sind bis jetzt 10 bis 20 msec. lang mit einer ebenso langen Pause.

Daraus resultiert, daß bei 40/40 msec eine Frequenz von 12,5 Hz, bei 30/30 eine Frequenz von ca. 15 Hz und erst 20/20 eine Frequenz von 25 Hz erreicht wird. Dabei ist es möglich, tetanische Kontraktionen bei denervierter Muskelfasern beim Menschen auszulösen. Dieses Training mit den niedrigen Frequenzen im Bereich von 12-15 Hz führt jedoch ebenfalls zu einer Typ II-Faser-Vermehrung und Änderung des Flächenverhältnisses von Typ II- und Typ I-Fasern in Richtung Typ II (Gruber, Kern 1985) [115]. Somit kann die Frequenz als Ursache der Transformation als widerlegt angesehen werden.

b) Selektive Reizung der dicker myelinisierten Nervenfasern

Die Annahme, daß die Elektrostimulation eher zu einer selektiven Reizung der dicker myelinisierten Axone im motorischen Nerven führt und somit eine Selektionierung, bei gleicher Stromstärke, der Typ II-Fasern erfolgt, kann insofern widerlegt werden, als dieselben Ergebnisse der Typ II-Faser-Vermehrung auch bei komplett denervierter Muskulatur beim Menschen gefunden wurde (Kern 1985) [115]. Herr Prof. Dr. H. Gruber, danke ich an dieser Stelle herzlich für seine hervorragenden Biopsie-Analysen. Somit ist die prägende und transformierende Wirkung des Stimulationsschemas auf die Muskulatur mit und ohne Nerv gleich!

Außerdem glaube ich, daß bei gesunden Muskeln die Häufigkeit der Erregung in den Typ I Fasern hoch, in den Typ IIa weniger, in den Typ IIb noch geringer ist. Ein zusätzliches elektrisches Krafttraining, das alle Muskelfasern gleichzeitig innerviert, beansprucht deswegen Typ IIb-Fasern in einem größeren Verhältnis als die Typ IIa und die Typ I Muskelfasern. D.h., daß der Trainingseffekt durch die zusätzliche Stimulation für die Typ IIb-Fasern viel größer, als für die IIa und Typ I Fasern ist, gemessen am täglich auftretenden Aktivierungs-Potential dieser Faserpopulationen. Daher reagieren die Typ II Fasern auf Elektrostimulation viel deutlicher als die Typ I Fasern!

a) Der Energieverbrauch bzw. die Rekrutierung als transformierender Faktor sind zu unpräzise, insbesondere bei kombinierten exzentrischen Bewegungen, als daß die Bewegungsformen als bestimmende Faktoren gelten könnten.

Obwohl sie bereits den richtigen metabolischen Grundansatz haben, wird jedoch der Zeitfaktor außer Acht gelassen. Meiner Meinung nach ist aber der Zeitfaktor, innerhalb dessen sich die Muskelfaseraktivitäten abspielen, von genauso großer Bedeutung wie die Aktivität selbst.

Das heißt, es geht nicht nur um die metabolische Aktivierung der Muskulatur, welche der Muskelarbeit gleichzusetzen ist, sondern es geht auch und vorwiegend um den zeitlichen Ablauf der Aktivierung, was der Leistung pro Tag gleichzusetzen ist. D.h. Arbeit pro Zeit, pro Tag = Stimuli pro Tag.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Die entscheidene Größe dürfte daher die Stimulationszahl pro Tag sein, die jedoch innerhalb einer gewissen funktionellen Zeiteinheit appliziert werden muß.

V/3 Eigene Hypothese der Muskelfaser-Transformation

Die Leistung der einzelnen Muskelfaser pro Tag
= Anzahl der Stimuli pro Tag
ist der bestimmende Faktor für die Fasertransformation!

Die Leistung als Ausdruck der Stimuli pro Tag ist unserer Meinung nach die entscheidende Größe, die für die Muskelfasertransformation verantwortlich ist. Aus dem Tierexperiment kennen wir jene zahllosen 10 Hz Stimulationsversuche, die 12-24 Stunden kontinuierlich angewendet wurden und zu einer reinen Typ I-Fasern Population führten. Die angewandte genaue Frequenz spielte dabei eine untergeordnete Rolle, zumal die Impulsmenge pro Muskelfaser, die sich bei 10 Hz auf 860.000 Impulse pro Tag beläuft, bei nur 8 bis 12 Stunden Stimulation immer noch 300.000 bis 400.000 Impulse beträgt. Dies ergibt einen so erheblichen Arbeitsaufwand der Muskulatur, daß nur mehr oxidative Energievorgänge diese Leistung decken können. Bei all jenen Versuchen die kürzere Stimulationszeiten pro Tag, als oben erwähnt, angewendet haben, mußte eine überraschende Typ II-Faser-Vermehrung bzw. Änderung des Typ I zu Typ II-Faser - Verhältnisses festgestellt werden.

Wir konnten das in den Jahren 1985 bis 1987 an querschnittgelähmten Patienten feststellen, wo wir ca. 40 000 bis 50.000 Stimuli pro Tag eingesetzt haben (Kern [115]). Wir fanden dieselbe Typ II Faser-Ausprägung durch Elektrostimulation bei innervierter als auch bei denervierter Muskulatur beim Menschen und schließen daraus, daß diese Faserausprägungen auch ohne Nerv möglich sind und nur vom Arbeitsaufwand der Muskulatur abhängig sind.

Bei den Stimulationsversuchen dieser vorliegenden Arbeit am M.quadriceps verwendeten wir eine durchschnittliche Belastung von 45.000 Stimuli pro Tag. Damit konnten wir eine Mitochondrienvermehrung um 22% erreichen, jedoch zeigte sich auch eine stat. sign. Vermehrung der Typ IIa-Fasern um 16%. Die Leistung der Muskelfaser pro Tag als bestimmenden Faktor für die Fasertransformation zu werten, schafft auch eine logische Erklärung für alle jene Elektrostimulationsversuche bei denen eine Typ II Faser Betonung (Vermehrung, Vergrößerung etc.) aufgetreten ist [30-32,42,64,126]. Auch paßt diese Annahme als logische Erklärung für all jene Arbeiten, die mit 2 verschiedenen Frequenzen (10 Hz und 40 Hz) bei etwa gleich großer Leistung pro Tag diesselben Anpassungsreaktionen unabhängig von der Stimulationsfrequenz gefunden haben [97,140,119,202].

Zusammenfassend für diese Transformationshypothese kann gesagt werden:

Die momentane Muskelfasertypen-Ausprägung wird durch angeborene evolutionsbedingte Faktoren sowie die täglichen Belastungen bestimmt. Die Anpassung der Muskelzelle in struktureller und biochemischer Hinsicht erfolgt nur entsprechend der geforderten täglichen Leistung. Trainingswirksam bzw. transformierend wirken aber nur jene Muskelzellenaktivierungen die über das tägliche Beanspruchungsniveau hinaus gehen.

Daher bewirkt die Elektrostimulation, die zusätzlich zur täglichen Alltagsbeanspruchung erfolgt, und die bei höherer Intensität alle Muskelfasertypen gleichzeitig erfaßt, dies entspricht nicht der physiologischen Rekrutierung, einen für die einzelnen Muskelfaserpopulationen unterschiedlich großen Trainingseffekt. Daher ist auch zu erklären, daß bei hochtrainierten Athleten eine zusätzliche Elektrostimulation kaum einen oder nur geringen metabolischen bzw. strukturellen Effekt hat. Möglicherweise aber zur Synchronisation und neuralen Adaptierung beitragen kann. Werden durch Elektrostimulation zusätzlich ca. 40.000-50.000 Stimuli pro Tag appliziert, so bedeutet das für die Typ I Fasern etwa 10% Mehrleistung, also eine eher untergeordnete Zusatzleistung, während für die Typ IIa Fasern zusätzlich 50.000 Stimuli eine ca. 80-100%ige Leistungssteigerung pro Tag bedeuten. Die Typ IIb Fasern, die nur wenige Stimuli pro Tag zur Aufrechterhaltung ihrer histologischen und enzymatischen Struktur notwendig haben, sind bei den meisten Formen der Elektrostimulation metabolisch überfordert und werden sofort in Richtung Typ IIa transformieren. Die Trainings- bzw. Therapieziele im Sport und in der Rehabilitation (Kräftigung, Kraftausdauer, Ausdauer) können somit entsprechend der präformierten Faserpopulation, die durch die angeborenen Eigenschaften und die tägliche Normalbelastung geprägt ist, individuell einmal leichter und einmal schwerer erreicht werden.

VI) Zusammenfassung

Ein internationaler Literaturüberblick (Review) erklärt den derzeitigen Wissensstand über den Einsatz der Elektrostimulation im Sport und in der Rehabilitation für Kraft, Ausdauer, neurale Verbesserungsmechanismen, Ödem- und Schmerztherapie, sowie Funktionsverbesserung. Nach wie vor bestehen Wissenslücken über dem Zusammenhang von Muskelfunktion, Morphologie, Biochemie und neuraler Steuerung. Unsere Arbeit sollte einen Beitrag zur Klärung des Kraftausdauertrainings mittels Elektrostimulation beitragen.

Wir stellten uns 4 Fragen:

1. Läßt sich die Elektrostimulation für den Einsatz im Sport optimieren?

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

2. Ist unsere Variation der Elektrostimulation in der Lage, jene metabolisch-oxidative Muskelkraftentfaltung zu bewirken, die im Sport und in der Rehabilitation zur Gelenkstabilität und Gelenksicherung über längere Zeit notwendig ist. Können durch die Elektrostimulation bestehende Muskeldysbalancen beseitigt werden.
3. Sind die funktionellen Verbesserungen im Kraftausdauerbereich, die wir durch Elektrostimulation erzielen, auch histologisch und biochemisch nachweisbar.
4. Sind unsere experimentellen Ergebnisse geeignet, eine Klärung der auslösenden Mechanismen zur Fasertransformation, derzeit bestehen verschiedene Hypothesen, herbeizuführen.

Als Untersuchungskollektiv standen uns 9 männliche und 3 weibliche Sportstudenten im mittleren Trainingszustand zur Verfügung. Wegen Unregelmäßigkeiten im Stimulationsprotokoll wurden 3 männliche Probanden während des Versuches ausgeschieden. Die Stimulation erfolgte mittels eines einkanaligen „Constant Voltage“ Stimulator, der von uns üblicherweise zur Mobilisation querschnittsgelähmter Patienten verwendet wird.

Die Stimulationsparameter, Geräte und Elektroden etc. wurden in Versuchsreihen optimiert. Als beste Stimulationsform fanden wir:

Biphasische Rechteckimpulse mit einer Impulsbreite von 0,4 msec. Für geringere nervale und muskuläre Ermüdung mit ausreichend kräftiger tetanischer Kontraktion war die Stimulation mit 25 Hz geeignet. Die Schwelldauer und Schwellpause von 3 sec/3 sec oder 5 sec/5 sec. war frei wählbar. Die Ausgangsspannung betrug +/- 75 Volt und war über ein Potentiometer regelbar. Die Probanden hatten den Auftrag, bis an die sensibel verträgliche Schmerzgrenze zu gehen (ca. 55-60% K max).

Die eigentliche Stimulation wurde am *M. quadriceps fem.* durchgeführt, da dieser Muskel leicht zugänglich und gut mit Oberflächen Elektroden stimulierbar ist. Außerdem ist der Vastus lateralis des *M. quadriceps femoris* der leistungshistologisch, histochemisch, morphometrisch und enzymchemisch best analysierte menschliche Muskel. Die Stimulation erstreckte sich über einen Zeitraum von 7 Wochen, in einer Häufigkeit von 2x 30 min. Stimulation pro Tag.

Die Stimulationsfrequenz betrug 25 Hz; die Gesamtzahl der Stimuli lag bei ca. 45.000 pro Tag, dementsprechend bei ca. 310.000 pro Woche und während der Gesamtdauer des Versuches bei ca. 2,2 Mio Stimuli zusätzlich zur Alltagsrekrutierung. Die Probanden führten die Elektrostimulation jeweils nur an einem Oberschenkel mittels zweier leitender Gummielektroden (spezifische Widerstand ca. 20 Ohm cm²/cm) mit einer Elektrodenfläche von je ca. 200 cm² selbständig zuhause durch. Der andere Oberschenkel blieb unstimuliert. Von jedem Patienten wurde ein genaues Stimulationsprotokoll geführt.

Vor Beginn und nach Beendigung der transcutanen Elektrostimulationsstudie erfolgten die Kraftmessungen an einem hydraulisch kontrollierten und mit Dehnmeßstreifen (DMS) versehenen Kraftmeßstuhl unter isometrischen Bedingungen.

Bei 90/60/30/90 Grad Knieflexion wurden je 3 Messungen der maximalen isometrischen Willkürkraft der Kniestreckmuskulatur an beiden Beinen vor und nach Elektrostimulation durchgeführt. Insgesamt somit 48 Einzel-Messungen pro Proband. Die Muskelbiopsieentnahme vor und nach der Studie aus dem distalen Vastus lat. erfolgte symmetrisch am stimulierten und am nicht stimulierten Bein.

Von jedem Probanden wurden je 4 Muskelbiopsien (je ein Präparat stimuliertes/nicht stimuliertes Bein vor und nach Stimulation) zur histologischen und elektronenmikroskopischen Untersuchung vorfixiert und gekühlt an das Anatomische Institut in Bern (Prof. Dr. H. Hoppeler). Nach unserem Wissen erfolgten weltweit erstmalig zwei Muskelbiopsien aus demselben Areal des *M. quadriceps* ohne Therapie bzw. ohne Training. Somit ergibt sich ein idealer innerer Standard für die Qualität der Muskelbiopsie einerseits als auch für die Veränderungen auf der stimulierten Seiten andererseits.

Als Ergebnis der Stimulationsserie ohne zusätzliche Willküraktivität der Muskulatur, konnte eine Verbesserung der max. isometrischen Kraft nur insofern erreicht werden, als daß es zu einem Ausgleich zuvor bestehender einseitiger Muskelkraftdefizite und Muskeldysbalancen kam. Die nicht-dominante bzw. durch Voroperationen geschwächte Seite war vor Stimulation um durchschnittlich 13,04% schwächer. Der individuelle Kraftzuwachs betrug 19,29% gegenüber dem Ausgangswert (im Einzelfall zwischen 0% bis 55%). Nach der Stimulation war die Seitendifferenz völlig ausgeglichen.

Die histologischen Veränderungen brachten eine Zunahme der Volumsprozente der Typ IIa-Fasern um 12,3 % und der Anzahl der Typ IIa-Fasern um 16 %.

Bei der elektronenmikroskopischen Auswertung konnte eine Zunahme der Volumendichte der interfibrillären Mitochondrien um 22 % wie des gesamten Mitochondrienvolumens erreicht werden, wobei auffallend war, daß dies mit und ohne Verbesserung der isometrischen Maximalkraft möglich war. Beim willkürlichen Ausdauertraining hingegen werden die subsarcolemmalen Mitochondrien bevorzugt vermehrt.

Das Verhältnis der Blutkapillaren zu Muskelfasern nahm um 14,45% auf der stimulierten Seite zu. Auf der nicht stimulierten Seite war keine Änderung.

Das Stimulationsschema (siehe Methodik) mit ca. 45.000 Stimuli pro Tag in 2x30 min, war für das Kraftausdauertraining geeignet, zumal bei allen Probanden die oxidative Kapazität um 22% zunahm

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

und gleichzeitig der Ausgleich von bestehenden Kraftdefiziten erreicht werden konnte.

Somit kann diese Art der Elektrostimulation (Kraft-Ausdauer Bereich) zum Ausgleich auch länger bestehender Muskeldysbalancen und zur Verbesserung der oxidativen Kapazität, als auch zur Verbesserung der Gelenksstabilität in der Rehabilitation nach Sportverletzungen und Gelenksschäden eingesetzt werden.

Für den auslösenden Faktor der Muskelfasertransformation wird die Hypothese formuliert:

Die Leistung der einzelnen Muskelfaser pro Tag
= Anzahl der Stimuli pro Tag
ist der bestimmende Faktor für die Fasertransformation!

D.h. daß für die Typ I-Fasern eine Gesamtstimulanzahl von zumindest 300.000 Stimuli pro Tag, für die IIa Fasern ca. 30.000-80.000 Stimuli pro Tag und für die IIb-Fasern unter 5.000 Stimuli pro Tag für die Aufrechterhaltung der histologischen und enzymatischen Struktur notwendig sind. Steigt die Leistungsanforderung über dieses Maß hinaus, so wird die komplette Struktur, Funktion und der Metabolismus (z.B. Enzymmuster, Myosin, Zuckungscharakter etc.) des nächstfolgenden Fasertyps (IIb -> IIa -> I) durch kontinuierliche Transformation angenommen bzw. erreicht.

Acknowledgements

Für Marina, Michael, Mathias und Sabina!

Ich bedanke mich bei allen Mitarbeitern, die mich unterstützt und diese Forschungen technisch, medizinisch und schriftlich mitgestaltet haben.

Für die Aufarbeitung der Muskelbiopsien der Probanden und der Patienten bedanke ich mich herzlichst bei

Univ. Prof. Dr. H. Gruber, Universität Wien,

Univ. Prof. Dr. H. Hoppeler, Universität Bern

Univ. Prof. Dr. H. Reichmann, Würzburg

Besonderer Dank an Herrn Univ. Prof. Dr. Dr. Ludwig Prokop, Universität Wien, dem Vater der Österreichischen Sportmedizin. Ich bin stolz meine Dissertation bei Ihm einreichen zu dürfen.

Corresponding Author

Helmut Kern, MD, PhD, Institute for Physical Medicine and Rehabilitation, Wilhelminenspital and Ludwig Boltzmann Institute of Electrical Stimulation and Physical Rehabilitation, Montleartstrasse 37, 1160 Vienna, Austria

E-mail: wil.pys.kern-forschung@wienkav.at

Lebenslauf und Wissenschaftlicher Werdegang

Kern Helmut Dr. Med.

Geb.: 25.2.1951 in Pöchlarn; Verh; 3 Kinder

Promotion: 4.4.1977, Universität Wien

Sekundararzt: Kh Lainz 1977 - 1979

Univ: Assistent: 1.7.1979 - 31.7.1984

Institut Für Physikalische Medizin

Universität Wien (Prof: Dr: H: Jantsch)

Orthopäd: Universitätsklinik Heidelberg 1.7.1983 - 30.6.1984

Studium der Sportwissenschaften: 1978 - 1983

Universität Wien, 1983/1984

Universität Heidelberg

Vorstand Am Institut Für Physikalische Medizin Im

Wilhelminenspital Seit 1.8.1984

Ärztlicher Leiter Der Akademie Für Den

Physiotherapeutischen Dienst Seit 1.1.1988

Vorlesung: „Sonderturnen“ Für Die Studienrichtung Sportwissenschaften Ws 1986 - Ss 89

Vorträge: 143

Wissenschaftliche Veröffentlichungen: 116

Ludwig Boltzmann Forschungsstelle für Elektrostimulation und Physikalische Rehabilitation Seit 1.1.1988

Dissertation über Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation an der Grund- und Integrativwissenschaftlichen Fakultät der Universität Wien, 6/1994

References

- [1] Adrian ED, Bronk DW. The discharge of impulses in motor nerve fibres. Part.2 The frequency of discharge in reflex and voluntary contraction. J Physiol 67;119-151:1929.
- [2] Alon G. High voltage stimulation: effects of electrode size on basic excitatory responses. Phys Ther 1985;65:890-895.
- [3] Alon G, McCombe SA, Koutsantonis S, Stumphauzer LJ, Burgwin KC, Parent MM, Bosworth RA. Comparison of the effects of electrical stimulation and exercise on abdominal musculature. J Orthop Sports Phys Ther 1987;8:567-573.
- [4] Andrianowa GG, Chwilon WA, Kots JM, Martjanow WA. Die Anwendung der Elektrostimulation für das Training der Muskelkraft. Leistungssport 1974;2:138.
- [5] Andrianowa GG, Kots JM, Martjanow WA, Chwilon WA: The use of electrostimulation for muscle-power training. USSR Research Institute for Physical Culture, Moscow, 1974.
- [6] Anzil F, Modotto P, Zanon S. Report of experience in increasing maximal isometric muscle power by means of additional electrical stimulation, and the criteria for its application in sport, 1976.
- [7] Appell HJ, Cabric M. Über den Einsatz der Elektrostimulation zur Muskelkräftigung in Therapie und Rehabilitation. Physikalische Therapie 1987;8:474-480.
- [8] Barnard RJ, Edgerton VR, Furukawa T, Peter JB. Histochemical, biochemical and contractile

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- properties of red, white, and intermediate fibers. *Am J Physiol* 1971;220:410-414.
- [9] Beaten C, Spaans F, Fluks A. An implanted neuromuscular stimulator for fecal incontinence following previously implanted gracilis muscle. Report of a case. *Dis Colon Rectum* 1988;31:134-137.
- [10] Benton LA, Baker LL, Bowman BR, Waters RL. *Functional Electrical Stimulation - A Practical Clinical Guide*. Rancho Los Amigos Rehabilitation Engineering Centre, CA. 1981
- [11] Bergström J, Fürst P. Influence of the postoperative state on the intracellular free amino acids in human muscle tissue. *Ann Surg* 1975;182:665-671.
- [12] Bergström M, Hultman E. Relaxation time during intermittent isometric contraction in subjects with different capacity for oxidative work. *Acta Physiol Scand* 1986;127:107-110.
- [13] Bettany JA, Fish DR, Mendel FC. Influence of high voltage pulsed direct current on edema formation following impact injury. *Phys Ther* 1990;70:219-224.
- [14] Binder-Macleod SA, Barker CHB. Use of a catchlike property of human skeletal muscle to reduce fatigue. *Muscle&Nerve* 1991;14: 850-857.
- [15] Blomstrand E, Ekblom B. The needle biopsy technique for fibre type determination in human skeletal muscle - a methodological study. *Acta Physiol Scand* 1982;116:437-442.
- [16] Bochdansky T, Lechner H, Kern H: Messmethodik der Muskelkraft. *Z Physiotherapie* 1986;38:17-24.
- [17] Bolter CP, Critz JB Changes in thoracic and right duct lymph flow and enzyme content during skeletal muscle stimulation. *Arch Int Physiol Biochim* 1976;84:115-128.
- [18] Boonstra AM, va Weerden TW, Eisma WH, Pahlplatz VBM, Oosterhuis HJGH. The effect of low-frequency electrical stimulation on denervation atrophy in man. *Scand J Rehab Med* 1987;19:127-134.
- [19] Bowman B., Nelson H., Smith M., Waters R. Electrode effectiveness during transcutaneous motor stimulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1980;6:73-77.
- [20] Brown JMC, Henriksson J, Salmons S. Restoration of fast muscle characteristics following cessation of chronic stimulation: physiological, histochemical and metabolic changes during slow-to-fast transformation. *Proc R Soc Lond (Biol)* 1989;235:321-346.
- [21] Brown M, Cotter M, Hudlicka O, Smith M, Vrbová G. The effect of long-term stimulation of fast muscle on their blood flow, metabolism and ability to withstand fatigue. *Pflügers Arch* 1977;369:141-149.
- [22] Brown MD, Cotter MA, Hudlicka O, Vrbova G. The effects of different patterns of muscle activity on capillary density, mechanical properties and structure of slow and fast rabbit muscles. *Pflügers Arch* 1976;361:241-150.
- [23] Brown MD, Cotter M, Hudlicka O, Smith ME, Vrbova G: The effect of longterm stimulation of fast muscles on their ability to withstand fatigue. *J Physiol (Lond)* 1973;238:47-48P.
- [24] Brown WE, Salmons S, Whalen RG. The sequential replacement of myosin subunit isoforms during muscle type transformation induced by long term electrical stimulation. *J Biol Chem* 1983;258:14686-14692.
- [25] Buchegger A, Nemeth P, Pette D, Reichmann H. Effects of chronic stimulation on the metabolic heterogeneity of the fibre population in rabbit tibialis anterior muscle. *J Physiol* 1984;350:109-119.
- [26] Burke RE. Motor units: anatomy, physiology and functional organization. In: *Handbook of Physiology - The Nervous System II*, part. 1, (ed) Brooks V.B. Bethesda. MD: American Physiological Society, 1981, pp 345-422.
- [27] Burke RE, Edgerton VR. *Motor Unit Properties and Selective Involvement im Movement*. *Exercise and Sport Sci Rev* 1975;3:31.
- [28] Bütikofer R, Lawrence P. *Elektrocutaneous nerve stimulation II: Stimulus waveform selection*. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1979;26:69-75.
- [29] Cabric M, Appell HJ. Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. *Int J Sports Med* 1987;8:256-260.
- [30] Cabric M, Appell HJ, Resic A. Effects of electrical stimulation of different frequencies on the myonuclei and fiber size in human muscle. *Int J Sports Med* 1987;8:323-326.
- [31] Cabric M, Appell HJ, Resic A. Stereological analysis of capillaries in electrostimulated human muscles. *Int J Sports Med* 1987;8:327-330.
- [32] Cabric M, Appell HJ, Resic A. Fine structural changes in electrostimulated human skeletal muscle. *Eur J Appl Physiol* 1988;57:1-5.
- [33] Cannon RJ, Cafarelli E. Neuromuscular adaptations to training. *J Appl Physiol* 1987;63:2396-2402.
- [34] Carpentier A, Chachques J-C. Myocardial substitution with a stimulated skeletal muscle: first successful clinical case. *Lancet* 1985;1: 1267.
- [35] Carraro U, Catani C, Belluco S, Cantini M, Marchioro L. Slow-like electrostimulation switches on slow myosin in denervated fast muscle. *Exp Neurol* 1986;94:537-553.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- [36] Carraro U, Catani C, Saggin L, Zrunek M, Szabolcs M, Gruber H, Streinzer W, Mayr W, Thoma H. Isomyosin changes after functional electrostimulation of denervated sheep muscle. *Muscle Nerve* 1988;11:1016-1028.
- [37] Clemente RF, Matulionis DH, Barron KW, Currier DP. Effect of motor neuromuscular electrical stimulation on microvascular perfusion of stimulated rat skeletal muscle. *Phys Ther* 1991;71:397-406.
- [38] Cook WA. Effects of low frequency stimulation on the monosynaptic reflex (H reflex) in man. *Neurology* 1968;18:47-51.
- [39] Cosgrove KA, Alon G, Bell SF, Fischer SR, Fowler NR, Jones TL, Myaing JC, Crouse TM, Seaman LJ. The electrical effect of two commonly used clinical stimulators on traumatic edema in rats. *Phys Ther* 1992;72:227-233.
- [40] Cotter M, Hudlicka O, Pette D, Staudte H, Vrbova G. Changes of capillary density and enzyme pattern in fast rabbit muscles during long-term stimulation. *J Physiol (Lond)* 1972; 230:34P-35P.
- [41] Currier DP, Lehman J, Lightfoot P. Electrical stimulation in exercise of the quadriceps femoris muscle. *Phys. Ther* 1979;59:1058-1512.
- [42] Currier DP, Mann R. Muscular strength development by electrical stimulation in healthy individuals. *Phys Ther* 1983;63:915-921.
- [43] Davies CTM, Dooley P, McDonagh MJN, White MJ. Adaptation of mechanical properties of muscle to high force training in man. *J Physiol* 1985;365:277-284.
- [44] Davies J, Parker DF, Rutherford OM, Jones DA. Changes in strength and cross sectional area of the elbow flexors as a result of isometric strength training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1988;57:667-670.
- [45] Delitto A, Brown M, Strube MJ, Rose SJ, Lehmann RC. Electrical stimulation of quadriceps femoris in an elite weight lifter: a single subject experiment. *Int J Sports Med* 1989;10:187-191.
- [46] Delitto A, Snyder-Mackler L. Two theories of muscle strength augmentation using percutaneous electrical stimulation. *Phys Ther* 1990;70:158-164.
- [47] Donselaar Y, Eerbeek O, Kernell D, Verhey BA. Fibre sizes and histochemical staining characteristics in normal and chronically stimulated fast muscle of cat. *J Physiol* 1987;382:237-254.
- [48] Dubowitz V. Responses of diseased muscle to electrical and mechanical intervention. In: *Plasticity of the neuromuscular system*. Ciba Found Symp 138. Wiley, Chichester, 1988, pp 240-255.
- [49] Duchateau J, Hainaut K. Training effects on muscle fatigue in man. *Eur J Appl Physiol* 1984;53:248-252.
- [50] Duchateau J, Hainaut K. Training effects of sub-maximal electrostimulation in an human muscle. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20:99-104.
- [51] Duchateau J, Hainaut K. Effects of immobilization on contractile properties, recruitment and firing rates of human motor units. *J Physiol* 1990;442:55-65.
- [52] Edwards RHT, Jones DA, Newham DJ. Low frequency of stimulation and changes in human muscle contractile properties. *J Physiol* 1984;328:29-30P.
- [53] Eerbeek O, Kernell D, Verhey BA. Effects of fast and slow patterns of tonic long-term stimulation on contractile properties of fast muscle in the cat. *J.Physiol.* 352: 73-90 1984.
- [54] Eisenberg BR, Brown JMC, Salmons S. Restoration of fast muscle characteristics following cessation of chronic stimulation. The ultrastructure of slow to fast transformation. *Cell Tissue Res* 1984;238: 221-230.
- [55] Eisenberg BR, Salmons S. The reorganisation of subcellular structure in muscle undergoing fast-to-slow type transformation. A stereological Study. *Cell Tissue Res* 1981;220:449-471.
- [56] Eriksson E, Haggmark T. Comparison of isometric training and electrical stimulation supplementing isometric muscle training in the recovery after major knee ligament surgery. *Am J Sports Med* 1979;7:169-171.
- [57] Eriksson E, Haggmark T, Kiessling K-H, Karlsson J. Effect of electrical stimulation on human skeletal muscle. *Int J Sports Med* 1981;2:18-22.
- [58] Fahey TD, Harvey M, Schroeder RV, Ferguson F. Influence of sex differences and knee joint position on electrical stimulation modulated strength increases. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17:144-147.
- [59] Fleury M, Lagasse P. Influence of functional electrical stimulation training on premotor and motor reaction time, *Percept Mot Skills* 1979;48:387-393.
- [60] Fukunaga T. Die absolute Muskelkraft und das Muskelkrafttraining. *Sportarzt Sportmedizin* 1976;11:255-266.
- [61] Fukunaga T, Ikai M. A study of training effect on strength per unit cross-section-area of muscle by means of ultrasonic measurement. *Int Z Angew Physiol* 1970;28:173-180.
- [62] Gambke B, Maier A, Pette D. Transformation and/or replacement of fibres in chronically stimulated fast-twitch muscle. *J Physiol* 1985;361:34P.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- [63] Garhammer J, Whiting W, Dworman J. Electrical muscle stimulation study. 1971.
- [64] Garnett R, Stephens JA. Changes in the Recruitment threshold of motor units produced by cutaneous stimulation in man. *J Physiol* 1979; 311: 463-473.
- [65] Gauthier JM, Theriault R, Theriault G, Gelinas Y, Simoneau J. Electrical stimulation-induced changes in skeletal muscle enzymes of men and women. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24:1252-1256.
- [66] Godfrey CM, Jayawardena H, Quance TA, Welsh P. Comparison of electrostimulation and isometric exercise in strengthening the quadriceps muscle. *Physiotherapy Canada* 1979;3:2-4.
- [67] Gollnick PD, Matoba H. The muscle fiber composition of skeletal muscle as a predictor of athletic success. *Am J of Sports Med* 1984;12:212-217.
- [68] Gould N, Donnermeyer D, Gammon GG, Pope M, Ashikaga T. Transcutaneous muscle stimulation to retard disuse atrophy after open meniscectomy. *Clin Orthop Relat Res* 1983;178:190-197.
- [69] Green HJ, Reichmann H, Pette D. Fibre type specific transformations in the enzyme activity pattern of rat vastus lateralis muscle by prolonged endurance training. *Pflügers Arch* 1983;399:216-222.
- [70] Gregoric MV, Valencic V, Zupan A, Klemen A. Effects of electrical stimulation on muscles of patients with progressive muscular disease. In: Wallinga WH, Boom BK, de Vries J (eds) *Electrophysiological kinesiology. Proceedings of the 7th Congress of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. Excerpta Medica, Amsterdam, 1988, pp 385-389.
- [71] Griffin JW, Newsome LS, Stralka SW, Wright PE: eduction of chronic postraumatic hand edema: a comparison of high voltage pulsed current, intermittent pneumatic compression and placebo treatments. *Phys Ther* 1990;70:279-286.
- [72] Grimby L, Hannerz J. Disturbances in voluntary recruitment order of low and high frequency motor units on blockades of proprioceptive afferent activity. *Acta Physiol Scand* 1976;96: 207-216.
- [73] Halbach JW, Straus D. Comparison of electromyostimulation to isokinetic training in increasing power of the knee extensor mechanism. *Journal of Orthopaedic and Sports Phys Ther* 1980;2:20-24.
- [74] Hannerz J. Discharge properties of motor units in relation to recruitment order in voluntary contraction. *Acta Physiol Scand* 1974;91:374.
- [75] Heilig A, Pette D. Changes induced in the enzyme activity pattern by electrical stimulation of fast-twitch muscle. In: Pette D. (ed): *Plasticity of muscle*. De Gruyter, Berlin, 1980, pp. 409-420.
- [76] Heilig A, Pette D. Changes in transcriptional activity of chronically stimulated fast-twitch muscle. *FEBS Lett* 1983;151:211-214.
- [77] Heilig A, Seedorf U, Pette D. Appearance of type-I-protein and its mRNA in rabbit fast-twitch muscle as induced by chronic stimulation. *J Muscle Res Cell Motil* 1968;7:59.
- [78] Heilmann C, Müller W, Pette D. Correlation between ultrastructural and functional changes in sarcoplasmic reticulum during chronic stimulation of fast muscle. *J Membr Biol* 1981;59:143-149.
- [79] Heilmann C, Pette D. Molecular transformations in sarcoplasmic reticulum of fast-twitch muscle by electro-stimulation. *Eur J Biochem* 1979;93:437-446.
- [80] Henneman E, Olson CB. Relations between structure and function in the design of skeletal muscles. *J Neurophysiol* 1965;28:581-598.
- [81] Henriksson J. Effects of physical training on the metabolism of skeletal muscle. *Diabetes Care*, 1992;15:1701-1711.
- [82] Henriksson J, Chi MM-Y, Hintz CS, Young DA, Kaiser KK, Salmons S, Lowry OH. Chronic stimulation of mammalian muscle: changes in enzymes of six metabolic pathways. *Am J Physiol* 1986;251:C 614-C 632.
- [83] Holle J, Frey M, Gruber H, Kern H, Stöhr H, Thoma H. Functional electrostimulation of paraplegics (experimental investigations and first clinical experience with an implantable stimulation device). *J Orthopedics* 1984;7:1145-1155.
- [84] Hoppeler H. Exercise-induced ultrastructural changes in skeletal muscle. *Int J Sports Med* 1986;7:187-204.
- [85] Hoppeler H. Der Muskelkater - Schaden an der Skelettmuskulatur. *Wander Sport Forum* 1985;6: 47-57.
- [86] Hoppeler H. Exercise-induced structural changes of skeletal muscle. *Is Atlas of Science, Biochemistry* 1988;247-255.
- [87] Hoppeler H. Exercise-induced ultrastructural changes in skeletal muscle. *Int J Sports Med* 1986;7:187-204.
- [88] Hoppeler H. The range of mitochondrial adaptation in muscle fibers In: Pette D (ed) *The dynamic state of muscle fibers*. De Gruyter, Berlin, 1990, pp 567-586.
- [89] Hoppeler H, Hudlicka O, Uhlmann E. Relationship between mitochondria and oxygen consumption in isolated cat muscles. *J Physiol (Lond.)* 1987;385:661-675.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- [90] Hosobuchi Y, Adams JE, Linchitz R. Pain relief by electrical stimulation of the central gray matter in humans and its reversal by nalosone. *Science* 1977;197:183-186.
- [91] Houston ME, Farrance BW, Wight RI. Metabolic effects of two frequencies of short-term surface electrical stimulation on human muscle. *Can J Physiol Pharmacol* 1981;60:727-731.
- [92] Howard JD, Enoka RM. Enhancement of maximal force by contralateral-limb stimulation. *Journal of Biomechanics* 1987;20:908.
- [93] Howard JD, Enoka RM. Maximal bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *J Appl Physiol* 1991;70:306-316.
- [94] Hudlicka O, Aitman T, Heilig A, Leberer E, Tyler KR, Pette D. Effects of different patterns of long-term stimulation on blood flow, fuel uptake and enzyme activities in rabbit fast skeletal muscles. *Pflügers Arch* 1984;402:306-311.
- [95] Hudlicka O, Brown M, Cotter M, Smith M, Vrbova G. The effect of longterm stimulation of fast muscles on their blood flow, metabolism and ability to withstand fatigue. *Pflügers Arch* 1977;369:141-149.
- [96] Hudlicka O, Dodd L, Renkin EM, Gray SD: Early changes in fiber profile and capillary density in long-term stimulated muscles. *Am J Physiol* 1982;243:H528-H535.
- [97] Hudlicka O, Tyler KR. Importance of different patterns of frequency in the development of contractile properties and histochemical characteristics of fast skeletal muscle. *J Physiol (Lond.)* 1980; 301:10P-11P.
- [98] Hudlicka O, Tyler KR. The effect of long-term high-frequency stimulation on capillary density and fibre types in rabbit fast muscles. *J Physiol (Lond)* 1984;353:435-445.
- [99] Hudlicka O, Tyler KR, Srihari T, Heilig A, Pette D. The effect of different patterns of long-term stimulation on contractile properties and myosin light chains in rabbit fast muscles. *Pflügers Arch* 1982;393:164-170.
- [100] Hultman E, Sjöholm H: Energy metabolism and contraction force of human skeletal muscle in situ during electrical stimulation. *J Physiol* 1983;345:525-532.
- [101] Hultman E, Spriet LL. Skeletal muscle metabolism, contraction force and glycogen utilization during prolonged electrical stimulation in humans. *J Physiol* 1986;374:493-501.
- [102] Huxley H. The mechanism of muscular contraction. *Science* 1969;164:1356-1366.
- [103] Ikai M, Fukunaga T: A study on training effect on strength per unit cross-sectional area of muscle by means of ultrasonic measurements. *Int Z Angew Physiol* 1970;28:173-180.
- [104] Ikai M, Yabe K. Training effect of muscular endurance by means of volumtary and eletrical stimulation. *Int Z Angew. Physiologie* 1969;28:55-60.
- [105] Ikai M, Yabe K, Ischii K. Muskelkraft und muskuläre Ermüdung bei willkürlicher Anspannung und elektrischer Reizung des Muskels. *Sportarzt Sportmedizin* 1967;5:197-204.
- [106] Irnich W. The Fundamental Law of Electrostimulation. Proc. of the 2nd Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation. Bioengineering Laboratory, University of Vienna, 1986.
- [107] Johnson DH, Thurston P, Ashcroft PT. The Russian technique of faradism in the treatment of chondromalacia patellae. *Physiotherapy Canada* 1977;29:266-268.
- [108] Jones DA, Bigland-Ritchie B, Edwards RHT. Excitation frequency and muscle fatigue: mechanical responses during voluntary and stimulated contractions. *Exp Neurol* 1979;64:401-413.
- [109] Kahanovitz N, Nordin M, Verderame R, Yabut S, Parnianpour M, Viola K, Mulvihill M. Normal trunk muscle strength and endurance in women and the effect of exercises and electrical stimulation, part 2: comparative analysis of electrical stimulation and exercises to increase trunk muscle strength and endurance, *Spine* 1987;12:112-118.
- [110] Kainz A, Kern H, Mostbeck A: Zur Objektivierung der muskeldurchblutungsfördernden Wirkung der Elektrostimulation bei Querschnittgelähmten (Untersuchungen mit 201 Thallium und 133 Xenon). *Waasa* 1988;26:209-213.
- [111] Kainz A, Lechner J, Aslan A, Kern H. Das Ermüdungsverhalten der Muskulatur während der Schwellstromapplikation bei Veränderung von Polarität und Schwellpause. *Z Phys Med Baln Med Klim* 1985, 5.
- [112] Kern H, Kainz A, Lechner J, Tausch F, Koppelent I, Ransmayr M, Gruber H, Happak W, Straßegger H, Kumpan W, Schurawitzky J, Mayr W, Schwanda G, Stöhr H, Mostbeck A, Reichmann H. Morphologic and enzymatic changes of the muscles of paraplegics caused by electrical stimulation. Proc. 2nd Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation, Vienna, 1986, pp 105-108.
- [113] Kern H, Kainz A, Lechner J, Tausch F, Mayr W, Franke H, Schmutterer R, Schwanda G, Stöhr H, Kumpan W, Schurawitzky J, Mostbeck

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- A, Gruber H. Auswirkung elektrisch induzierter Bewegungstherapie. *Z Phys Med Baln Med Klim* 1986;15:317-318.
- [114] Kern H, Mayr W, Frey M, Holle J, Schwanda G, Stöhr H, Thoma H. Elektrostimulation bei vollständig gelähmter Muskulatur. *Praktische Orthopädie* 1984;16:441-456.
- [115] Kern H, Mayr W., Frey M, Holle J, Schwanda G, Stöhr H, Thoma H. Funktionelle Elektrostimulation querschnittgelähmter Patienten 1 Jahr praktische Anwendung, Erfolge der Patienten und Erfahrungen. *Z Orthopädie* 1985;123:1-12.
- [116] Kern H, Mostbeck A, Kainz A, Lechner J, Tausch F. Der nuklearmedizinische und thermographische Nachweis der Durchblutungs-förderung in Haut und Muskulatur denervierter und spastisch gelähmter Patienten mittels funktioneller Elektrostimulation. *Wiener medizinische Wochenschrift, Sonderheft* 1988;138:51-57.
- [117] Kernell D, Donselaar Y, Eerbeek O. Effects of physiological amounts of high- and low-rate chronic stimulation on fast-twitch muscle of the cat hindlimb: II. Endurance-related properties. *J Neurophysiol* 1987;58:614-627.
- [118] Kernell D, Eerbeek O. Physiological effects of different patterns of chronic stimulation on muscle properties. In: Rose FC, Jones R (eds) *Neuromuscular stimulation*. Demos, New York, 1989, pp 193-200.
- [119] Kernell D, Eerbeek O, Verhey BA, Donselaar Y. Effects of physiological amounts of high- and low-rate chronic stimulation on fast-twitch muscle of the cat hindlimb: I. Speed- and force related properties. *J Neurophysiol* 1987;58:598-613.
- [120] Klug G, Wiehrer W, Reichmann H, Leberer E, Pette D. Relationships between early alterations in parvalbumins, sarcoplasmic reticulum and metabolic enzymes in chronically stimulated fast twitch muscle. *Pflügers Arch* 1983;399:280-84.
- [121] Klug GA, Houston ME, Stull JT, Pette D. Decrease in myosin light chain kinase activity of rabbit fast muscle by chronic stimulation. *FEBS Lett* 1986;200:352-354.
- [122] Komi PV, Rauramaa R., Vihko V, Viitasalo JT. Effect of isometric strength training on mechanical, electrical, and metabolic aspects of muscle function. *Eur J Appl Physiol* 1978;40:45-55.
- [123] Komi PV, Tesch P. EMG frequency spectrum, muscle structure and fatigue during dynamic contractions in man. *Eur J Appl Physiol* 1979;42:41-50.
- [124] Kots YM. Canadian-soviet exchange symposium on electro stimulation of skeletal muscles, Concordia University, Montreal, Quebec, Canada, 1977.
- [125] Kots YM, Chilon VA. The training of muscular power by method of electrical stimulation, State Central Institute of Physical Creature, Moscow, 1975.
- [126] Kubiak RJ, Whitman KM, Johnston RM. Changes in quadriceps femoris muscle strength using isometric exercise versus electrical stimulation. *J Orthop Sports Phys Ther* 1987;8:537-541.
- [127] Kwong WH, Vrbova G. Effects of low-frequency electrical stimulation on fast and slow muscles of the rat. *Pflügers Arch* 1981;391:200-207.
- [128] Lake DA. Increase in range of motion of the edematous hand with the use of electromesh glove. *Physical Therapy Forum* 1989;8:6.
- [129] Laughman RK, Youdas JW, Garrett TR, Chao EYS. Strength changes in the normal quadriceps femoris muscle as a result of electrical stimulation. *Phys Ther* 1983;63:494-499.
- [130] Lechner H, Bochdansky T, Kern H. Kraftmessung und Kniestreckung. *Österr J f Sportmedizin* 1983;4:11-25.
- [131] Lechner J, Kainz A, Ehn H, Kern H. Eignen sich "Hochvolt" - Impulse zur Muskelstimulation? *Z Phys Med Baln Med Klim* 1985, 5.
- [132] Lechner J, Kainz A, Mayr W, Schwanda G, Kern H. Einfluß der Elektrodengröße auf die Kraftentwicklung des M. quadriceps femoris. *Z Phys Med Baln Med Klim* 1985, 5.
- [133] LeDoux J, Quinones MA. An investigation of the use of percutaneous electrical stimulation in muscle reeducation. *Phys Ther* 1981;61:737.
- [134] Liddell EGT, Sherrington CS. Recruitment and some other features of reflex inhibition. *Proc Royal Soc Med* 1925;97:488-518.
- [135] Lieber RL Comparison between animal and human studies of skeletal muscle adaptation to chronic stimulation. *Clin Orth Rel Res* 1988;233:19-24.
- [136] Lloyd TH, De Domenico G, Strauss GR, Singer K. A review of the use of electromotor stimulation in human muscles. *Australian Journal of Physiotherapy*, 1986;32:18-29.
- [137] Lomo T, Gundersen K, Hennig R, Westgaard R. The role of impulse patterns in maintaining and regulating contractile properties in intact and chronically denervated and stimulated rat skeletal muscles. In: Eccles J.C., Dimitrijevic M.R. (eds): *Recent achievements in restorative neurology. 1 Upper motor neuron functions and dysfunctions*. Karger, Basel, 1985, pp. 249-262.
- [138] Lomo T, Westgaard RH, Dahl HA. Contractile properties of muscle: control by pattern of

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- muscle activity in the rat. *Proc R Soc Lond (Biol)* 1974;187:99-103.
- [139] Lomo T, Westgaard RH, Engebretsen L. Different stimulation patterns affect contractile properties of denervated rat soleus muscles. In: Pette D. (ed) *Plasticity of muscle*. De Gruyter, Berlin, 1980, pp. 297-309.
- [140] Mabuchi K, Szvetko D, Pinter K, Sreter FA. Type IIB to IIA fiber transformation in intermittently stimulated rabbit muscles. *Am J Physiol* 1982;242:C373-C381.
- [141] Magyarosy I, Schnizer W. Muskeltraining durch Elektrostimulation. *Fortschritt Med* 1990;108:121-124.
- [142] Maier A, Gambke B, Pette D. Degeneration-regeneration as a mechanism contribution to the fast to slow conversion of chronically stimulated fast-twitch rabbit muscle. *Cell Tissue Res* 1986;244:635-643.
- [143] Marsolais EB, Mortimer JT, Peckham PH. Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadriplegic humans following exercise induced by chronic electrical stimulation. *Clin Orthop* 1976;114:326-334.
- [144] Massey BH. The effect of involuntary training with high frequency electrical stimulation upon strength and muscle size. 11th Annual Meeting of the American College of Sportsmedicine, Hollywood 1964.
- [145] Massey BH, Nelson RC, Sharkey BC, Comden T. Effects of high frequency electrical stimulation on the size and strength of skeletal muscle. *J Sports Med Phys Fit* 1965;5:136-144.
- [146] Matri C, Salmons S, Thomas GH. Early events in the response of fast skeletal muscle to chronic low-frequency stimulation. *Biochem J* 1982;206:211-219.
- [147] Matheson GO, Mc Kenzie DC, Gheorghiu D, Ellinger DC, Quinney HA, Allan PS. ³¹P NMR of electrically stimulated rectus femoris muscle; an in vivo graded exercise model. *Magn Reson Med* 1992;26:60-70.
- [148] Maughan RJ, Watson J, Weir J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *J Physiol* 1983;338:37-49.
- [149] Mayr W, Frey M, Gruber H, Kern H, Schwanda G, Stöhr H, Thoma H. Functionally stimulated psoas muscle as a power source for implanted systems - in vitro modeling. *Proc. 2nd Vienna International Workshop on Functional Electrostimulation*, Vienna, 1986, 235-238.
- [150] Mc Miken DF, Todd-Smith M, Thompson C. Strengthening of human quadriceps muscles by cutaneous electrical stimulation. *Scan J Rehab Med* 1983;15:25-28.
- [151] McDonagh MJN, Davies CTM. Adaptive response of mammalian skeletal muscle to exercise with high loads. *Eur J Appl Physiol* 1984;52:139-155.
- [152] McDougall JD, Elder GCB, Sale DG, Moroz JR, Sutton JR: Effects of strength training and immobilization on human muscle fibers. *Eur J Appl Physiol* 1980;43:25-34.
- [153] Miller C, Thepaut-Mathieu C. Comparison d'entrainements effectues sous electrostimulation et par contraction volontaire: rendement et adaptations physiologiques. *Science et Motricite* 1990;11:16-27.
- [154] Milner-Brown HS, Miller RG. Muscle strengthening through electrical stimulation combined with low resistance weights in patients with neuromuscular disorders. *Arch Phys Med Rehabil* 1988;69:20-24.
- [155] Milner-Brown HS, Stein RB, Lee RG. Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1975;38:245-254.
- [156] Milner-Brown HS, Stein RB, Yemm R. Changes in Firing Rate of Human Motor Units During Linearly Changing Voluntary Contractions. *J Physiol* 1973;230:371-390.
- [157] Mohr TM, Akers TK, Landry RG. Effect of high voltage stimulation on edema reduction in the rat hind limb. *Phys Ther* 1987;67:1703-1707.
- [158] Mohr T, Carlson B, Sulentic C, Landry R. Comparison of isometric exercise and high volt galvanic stimulation on quadriceps femoris muscle strength. *Phys Ther* 1985;65:606-609.
- [159] Moreno-Aranda J, Seireg A. Electrical parameters for over-the-skin muscle stimulation. *J Biomech* 1981;14:579-585.
- [160] Moreno-Aranda J, Seireg A: Investigation of over-the-skin electrical stimulation parameters for different normal muscles and subjects. *J Biomech* 1981;14:587-593.
- [161] Moritani T, Muro M, Kijima A. Electro-mechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: electrophysiologic responses of different muscle fiber type during stimulated contractions. *Exp Neurol* 1985;88:471-483.
- [162] Moritani T, de Vries HA. Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med* 1979;58:115-130.
- [163] Morrissey MC: Electromyostimulation from a clinical perspective. *Sports Med* 1988;6:29-41.
- [164] Munsat TL, McNeal D, Waters R. Effects of nerve stimulation on human muscle. *Arch Neurol* 1976;33:608-617.
- [165] Nelson B. Interferential therapy. *Australian Journal of Physiotherapy* 1981;27:53-56.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- [166] Nix WA. Zum Wandel der motorischen Einheiten bei Änderung des Aktivitätsmusters durch elektrische Reizung - Elektrostimulation und ihre klinischen Einsatzmöglichkeiten. *Fortschr Neurol Psychiat* 1989;57:94-106.
- [167] Nix WA. The plasticity of motor units in regard to electrically imposed activity patterns - electrical stimulation and its possible clinical application. *Fortschr Neurol Psychiat* 1989;57:94-106.
- [168] Nowakowska A. Influence of experimental training by electric current stimulation of skeletal muscle. *Acta physiol pol* 1962;12:32.
- [169] Peckham PH, Mortimer JT, van der Meulen JP. Physiologic and metabolic changes in white muscle of cat following induced exercise. *Brain Res* 1973;50:424-429.
- [170] Peckham PH, Mortimer JT, Marsolais EB. Alteration in the force and fatigability of skeletal muscle in quadriplegia humans following exercise induced by chronic electrical stimulation. *Clin Orthop* 1975;114:326-334.
- [171] Pette D. JB Wolffe memorial lecture. Activity-induced fast to slow transitions in mammalian muscle. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16:517-528.
- [172] Pette D. Skeletal Muscle Adaptation in Response to Chronic Stimulation. In: *Electrical Stimulation and Neuromuscular Disorders*. Ed. by W.A. Nix and G. Vrbova. Springer-Verlag, Berlin, 1986.
- [173] Pette D, Müller W, Leisner E, Vrbova G. Time dependent effects on contractile properties, fiber population, myosin light chains and enzymes of energy metabolism in intermittently and continuously stimulated fast twitch muscles of the rabbit. *Pflügers Arch* 1976;364:103-112.
- [174] Pette D, Ramirez BU, Müller W, Simon R, Exner GU, Hildebrand R. Influence of intermittent long term stimulation on contractile, histochemical and metabolic properties of fiber populations in fast and slow rabbit muscles. *Pflügers Arch* 1975;361:1-7.
- [175] Pette D, Smith ME, Staudte HW, Vrbova G. Effects of long-term electrical stimulation on some contractile and metabolic characteristics of fast rabbit muscles. *Pflügers Arch* 1973;338:257-272.
- [176] Pette D, Staudte HW, Vrbova G. Physiological and biochemical changes induced by long term stimulation of fast muscle. *Naturwissenschaften* 1972;59:469-470.
- [177] Pette D, Tyler KR. Response of succinate dehydrogenase activity in fibres of rabbit tibialis anterior muscle to chronic nerve stimulation. *J Physiol* 1983;338:1-9.
- [178] Pette D, Vrbova G. Invited review: neural control of phenotypic expression in mammalian muscle fibres. *Muscle Nerve* 1985; 8: 676-689.
- [179] Pette D, Vrbová G. Adaptation of mammalian skeletal muscle fibers to chronic electrical stimulation. *Rev Physiol Biochem Pharmacol* 1992;120:115-202.
- [180] Reed BV. Effect of high voltage pulsed electrical stimulation on microvascular permeability to plasma proteins: an possible mechanism in minimizing edema. *Phys Ther* 1988;68:491-495.
- [181] Reichmann H, Green HJ, FACSM, Pette D. Single fiber response to a heavy training protocol in rat vastus lateralis muscle. *Med Sci Sports Exerc* 1984;16, Abstract 144.
- [182] Reichmann H, Hoppeler H, Mathieu-Costello L, Von Bergen F, Pette D. Biochemical and ultrastructural changes of skeletal muscle mitochondria after chronic electrical stimulation in rabbits. *Pflügers Arch* 1985;404:1-9.
- [183] Reichmann H, Pette D. A comparative microphotometric study of succinate dehydrogenase activity levels in type I, IIa and IIb fibres of mammalian and human muscles. *Histochemistry* 1982;74:27-41.
- [184] Reichmann H, Pette D. Biochemische Effekte indirekter Dauerstimulation auf Muskelfaserpopulationen. im Hrsg.: Seitz D, Vogel P. *Verhandlungen der deutschen Gesellschaft für Neurologie Band 2*, Springer Verlag Heidelberg, 1983;824-828.
- [185] Reichmann H, Pette D. Enzyme activities and activity profiles in muscle fibers of dystrophic, immature-normal, and adult-normal bl6 mice. *Muscle Nerve* 1984;7:121-126.
- [186] Reichmann H, Srihari T, Pette D. Ipsi- and contralateral fibre transformations by cross-reinnervation. A principle of symmetry. *Pflügers Arch* 1983;397:202-208.
- [187] Romero JA, Sanford TL, Schroeder RV, Fahey TD. The effects of electrical stimulation of normal quadriceps on strength and girth. *Med Sci in Sports Exer* 1982;14:194-197.
- [188] Rutherford OM, Jones DA. Contractile properties and fatigability of the human adductor pollicis and first dorsal interosseus: a comparison of the effects of two chronic stimulation patterns. *J Neurol Sci* 1988;85:319-331.
- [189] Sale D, Mc Comas AJ, McDougall JD, Upton ARM. Neuromuscular adaptation in human thenar muscles following strength training and immobilization. *J Appl Physiol* 1982;53:419-453.
- [190] Salmons S, Henriksson J. The adaptive response of skeletal muscle to increased use. *Muscle Nerve* 1981;4:94-105.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

- [191] Salmons S, Sreter FA. Significance of impulse activity in the transformation of skeletal muscle type. *Nature (London)* 1976;263:30-34.
- [192] Salmons S, Vrbova G. The influence of activity on some contractile characteristics of mammalian fast and slow muscles. *J Physiol (Lond)* 1969;201:535-549.
- [193] Schantz P, Randall-Fox E, Hutchison W, Tyden A, Astrand PO: Muscle fibre type distribution, muscle cross-sectional area and maximal voluntary strength in humans. *Acta Physiologica Scandinavica* 117: 219-226, 1983.
- [194] Scott OM, Vrbova G, Hyde SA, Dubowitz V. Effect of chronic low frequency electrical stimulation on normal tibialis anterior muscle. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1985;48:774-781.
- [195] Seccia M, Tortora A, Menconi C, Cavina E. Electrostimulated neo-sphincter after abdominoperineal resection for rectal cancer: functional results in 41 cases. In: Carraro U, Salmons S (eds) *Basic and applied myology: perspectives for the 90's* Unipress, Padova, 1991, pp 301-304.
- [196] Selkowitz M. Improvement in isometric strength of the quadriceps femoris muscle after training with electrical stimulation. *Phys Ther* 1985;65:186-196.
- [197] Simoneau JA, Pette D. Species-specific effects of chronic nerve stimulation upon tibialis anterior muscle in mouse, rat, guinea pig, and rabbit. *Pflügers Arch* 1988;412:86-92.
- [198] Simoneau JA, Pette D. Species specific responses of muscle lactate dehydrogenase isozymes to increased contractile activity. *Pflügers Arch* 1989;413:679-681.
- [199] Singer B. Functional electrical stimulation of the extremities in the neurological patient: a brief review. *Australian Journal of Physiotherapy* 1986;33:33-42.
- [200] Söderlund K, Hultman E. ATP content in single fibres from human skeletal muscle after electrical stimulation and during recovery. *Acta Physiol Scand* 1990;139:459-466.
- [201] Spriet LL, Söderlund K, Bergström M, Hultman E. Skeletal muscle glycogenolysis, glycolysis, and pH during electrical stimulation in men. *J Appl Physiol* 1987;68:616-621.
- [202] Sreter FA, Gergely J, Salmons S, Romanul F. Synthesis by fast muscle of myosin light chains characteristic of slow muscle in response to long-term stimulation. *Nature New Biol* 1973;241:17-19.
- [203] Staron RS, Pette D. Nonuniform myosin expression along single fibers of chronically stimulated and contralateral rabbit tibialis anterior muscles. *Pflügers Arch* 1987;409:67-73.
- [204] Stefanovska A, Vodovnik L. Change in muscle force following electrical stimulation. *Scand J Rehabil Med* 1985;17:141-146.
- [205] Termin A, Staron R, Pette D. Changes in myosin heavy chain isoforms during chronic low-frequency stimulation of rat fast hindlimb muscles. *Eur J Biochem* 1989;186:749-754.
- [206] Thoma H, Frey M, Holle J, Kern H, Mayr W, Schwanda G, Stöhr H. State of the art of implanted multichannel devices to mobilize paraplegics. *Int J Rehabil Res* 1987;10:86-90.
- [207] Vetter C, Reichmann H, Pette D. Microphotometric determination of enzyme activities in type-grouped fibres of reinnervated rat muscle. *Histochemistry* 1984;80:347-351.
- [208] Vrbova G. Factors determining the speed of contraction of striated muscle. *J Physiol (Lond)* 1966;185:17P-18P.
- [209] Vrbova G. The role of activity in the development of the mammalian motor unit. In: *Electrical Stimulation and Neuromuscular Disorders*. Ed. by W.A. Nix and G. Vrbova. Springer-Verlag, Berlin, 1986.
- [210] Williams NS, Hallan RI, Koeze T, Pilot M-A, Watkins ES. Construction of neoanal sphincter by transposition of the gracilis muscle and prolonged neuromuscular stimulation for the treatment of faecal incontinence. *Ann R Coll Surg Engl* 1990;72:108-113.
- [211] Williams NS, Hallan RI, Koeze TH, Watkins ES. Construction of a neorectum and neoanal sphincter following previous proctocolectomy. *Br J Surg* 1989;76:1191-1194.
- [212] Williams P, Watt P, Bicik V, Goldspink G. Effect of stretchcombined with electrical stimulation on the type of sarcomeres produced at the ends of muscle fibers. *Exp Neurol* 1986;93:500-509.
- [213] Willis WD. Modulation of primate spinathalamic tract discharges. *Adr in Pain Res Therap* 1984;6 217-236.
- [214] Wolf SL, Ariel GB, Saar D, Penny MA, Railey P. The effect of muscle stimulation during resistive training on performance parameters. *Amer J Sports Med* 1986;14:18-23.
- [215] Yaksh TL, Harty C, Howe JR. Pharmacology in spinal pain: Modulatory systems. *Adr in Pain Res Therap Vol.* 1984;7:57-69.

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

APPENDIX

	Geschlecht	Alter	Stim. Dauer	Frequenz	Einzelimpulsz. pro Tag Woche Gesamt	Stim M.quadr	Muskelbiopsie Nr. I (vor Stim.) II (nach Stim.)
S.U.	weiblich	25,6 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 585.000 4.095.000	li	I Ho 322 M6/0 re + li II Ho 322 M6/0 re + li
F.T.	männlich	27,4 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 630.000 4.410.000	li	I Ho 323 M6/0 re + li II Ho 323 M6/0 re + li
G.M.	männlich	26,9 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 630.000 4.410.000	re	I Ho 327 M6/0 re + li II Ho 327 M6/0 re + li
V.C.	männlich	30,0 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 628.000 4.396.000	re	I Ho 325 M6/0 re + li II Ho 325 M6/0 re + li
S.E.	weiblich	25,8 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 630.000 5.580.000	li	I Ho 332 M6/0 re + li II Ho 332 M6/0 re + li
H.S.	männlich	27,8 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 626.357 4.384.500	re	I Ho 324 M6/0 re + li II Ho 324 M6/0 re + li
S.J.	männlich	28,1 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 630.000 3.915.000	li	I Ho 326 M6/0 re + li II Ho 326 M6/0 re + li
W.A.	weiblich	34,4 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 540.000 3.780.000	re	I Ho 330 M6/0 re + li II Ho 330 M6/0 re + li
H.C.	männlich	30,3 Jahre	7 Wochen 2x30 min tägl.	25 Hz	90.000 630.000 4.320.000	re	I Ho 331 M6/0 re + li II Ho 331 M6/0 re + li
N.T.	männlich	29,6 Jahre					I Ho 333 M6/0 re + li
K.H.	männlich	42,3 Jahre					I Ho 328 M6/0 re + li
F.W.	männlich	45,1 Jahre					I Ho 329 M6/0 re + li

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Vor Stimulation:

	90 °, 1. Messung				60 °				30 °				90 °2. Messung				alle Winkel			
	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.
F.T.	81.66	121.00	-39.33	-31.60	60.67	80.67	-20.00	-24.17	74.00	68.33	5.67	8.74	78.67	112.00	-33.33	-29.60	73.75	95.50	-21.75	-22.70
	6.51	12.77	19.14	12.86	8.14	12.74	9.54	9.24	17.00	2.52	18.61	26.93	4.51	6.93	8.02	5.75	4.87	3.13	6.14	6.11
G.M.	249.67	346.33	-96.67	-27.80	274.67	279.00	-4.33	-1.52	162.33	164.33	-2.00	-1.18	329.67	380.33	-50.67	-13.32	254.08	292.50	-38.42	-13.13
	18.58	15.04	25.97	6.55	17.04	3.46	18.93	6.76	5.51	2.31	7.55	4.55	8.74	9.29	5.03	1.22	8.22	2.38	9.17	3.07
H.S.	232.00	248.00	-16.00	-6.21	157.67	175.00	-17.33	-9.55	116.00	113.00	3.00	2.64	235.00	241.33	-6.33	-2.52	185.17	194.33	-9.17	-4.65
	9.54	11.53	20.66	7.93	15.37	15.13	19.40	11.07	6.00	1.00	5.57	4.94	3.46	11.24	8.02	3.24	6.29	3.84	10.02	5.02
H.C.	260.67	251.67	9.00	3.65	280.33	259.00	21.33	8.46	184.67	176.00	8.67	4.84	255.33	257.67	-2.33	-0.89	245.25	236.08	9.17	3.94
	3.06	7.64	9.54	3.90	14.05	9.54	23.16	9.41	15.37	7.55	9.71	5.54	4.51	5.13	4.16	1.59	1.15	6.29	7.39	3.22
S.U.	116.33	171.67	-55.33	-31.80	123.00	182.33	-59.33	-32.39	80.67	130.67	-50.00	-38.24	150.33	203.33	-53.00	-26.07	117.58	172.00	-54.42	-31.57
	14.01	17.21	21.03	10.21	19.08	5.51	22.50	11.6	1.15	2.52	3.61	2.05	5.03	2.52	4.36	2.18	1.81	5.83	7.29	3.21
S.J.	287.33	299.00	-11.67	-3.94	222.00	225.67	-3.67	-1.62	114.67	140.00	-25.33	-17.82	282.33	299.00	-16.67	-5.58	226.58	240.92	-14.33	-5.96
	15.53	10.54	5.51	2.00	3.46	4.51	2.52	1.11	1.15	9.17	10.26	6.32	7.51	1.73	6.03	2.04	6.11	1.94	4.51	1.92
S.E.	213.67	211.67	2.00	0.96	164.67	163.33	1.33	0.89	105.33	119.67	-14.33	-10.65	202.67	215.67	-13.00	-6.00	171.58	177.58	-6.00	-3.28
	6.03	3.79	7.00	3.32	4.04	4.04	7.64	4.68	4.73	15.50	20.03	15.37	10.69	10.69	7.00	3.24	1.77	6.23	7.75	4.18
V.C.	198.33	306.00	-107.67	-35.20	216.67	278.67	-62.00	-22.22	157.00	193.00	-36.00	-18.56	197.00	301.00	-104.00	-34.54	192.25	269.67	-77.42	-28.70
	11.50	16.00	4.51	0.38	7.64	10.50	8.19	2.48	2.65	6.55	9.00	4.03	2.65	5.57	6.25	1.51	0.43	3.83	3.40	0.85
W.A:	193.33	227.00	-33.67	-14.71	184.00	194.00	-10.00	-5.02	117.33	135.67	-18.33	-13.55	213.67	242.00	-28.33	-11.70	177.08	199.67	-22.58	-11.31
	3.79	8.89	12.06	4.80	2.65	8.00	10.15	5.07	7.02	4.93	3.79	2.95	2.08	3.61	2.08	0.72	1.77	1.46	0.88	0.45
Alle	203.67	242.48	-38.81	-16.29	187.07	204.19	-17.11	-9.68	123.56	137.85	-14.30	-9.31	216.07	250.26	-34.19	-14.47	182.59	208.69	-26.10	-13.04
	65.03	67.92	41.73	15.94	68.58	62.14	29.26	14.54	36.60	36.19	21.54	16.94	70.58	71.97	30.93	12.24	56.24	56.89	26.25	12.08
Sign.	0.00				0.12				0.05				0.00				0.00			

oberer Wert: arithmetisches Mittel, unterer Wert: Standardabweichung; relative Differenzen am nicht stimulierten Bein vor Stimulation normiert; Sign.: Signifikanz der Gleichheit nach Vorzeichentest

Elektrostimulation im Sport und Rehabilitation

European Journal Translational Myology - Basic Applied Myology 2011; 21 (3&4): 123-174

Nach Stimulation:

	90 °, 1. Messung				60 °				30 °				90 ° 2. Messung				alle Winkel				% Zun. vor-nach
	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	%Diff.	stim.	n.stim.	Diff.	% Diff	
F.T.	123.00	116.00	7.00	5.67	114.33	101.33	13.00	16.29	76.67	98.33	-21.67	-32.32	143.00	122.33	20.67	18.02	114.25	109.50	4.75	4.64	+55.19
	6.25	10.58	16.09	12.59	11.02	8.08	14.00	16.02	2.89	17.67	16.65	25.23	6.08	18.56	18.58	15.89	5.58	8.30	8.24	7.53	0,25 s.
G.M.	334.67	339.67	-5.00	-1.29	352.67	305.00	47.67	17.14	216.33	209.67	6.67	4.06	337.00	302.67	34.33	9.06	310.17	289.25	20.92	7.26	+22.09
	10.26	9.87	18.33	5.18	15.63	8.66	23.86	8.70	3.51	3.51	7.02	4.31	9.54	17.95	8.62	2.47	7.61	4.33	10.17	3.59	0.25 s.
H.S.	266.67	240.00	26.67	10.79	218.00	180.00	38.00	21.8	108.67	98.33	10.33	9.14	245.33	223.00	22.33	9.20	209.67	185.33	24.33	13.12	+13.36
	7.02	9.17	12.86	5.33	12.12	11.53	1.00	1.50	3.21	2.89	0.58	0.44	0.58	7.21	6.66	2.48	4.77	3.00	2.08	0.98	0.25 s.
H.C.	255.00	280.67	-25.67	-10.23	245.67	245.00	0.67	0.29	180.33	154.00	26.33	14.87	270.00	255.00	15.00	5.82	237.75	233.67	4.08	1.74	-3.06
	8.66	4.93	3.79	1.78	13.32	0.00	13.32	5.05	2.08	10.44	8.50	4.21	5.57	6.25	1.00	0.43	4.76	3.32	1.44	0.59	0.25 s.
S.U.	214.33	212.33	2.00	1.25	198.67	203.00	-4.33	-2.38	114.33	149.00	-34.67	-26.58	206.00	218.33	-12.33	-6.04	183.33	195.67	-12.33	-6.30	+55.95
	4.16	3.79	2.65	1.63	4.16	3.61	2.08	1.14	7.09	1.00	8.08	6.50	2.00	5.51	7.23	3.51	1.51	1.77	2.01	0.99	0.25 s.
S.J.	291.00	265.33	25.67	8.60	262.00	285.33	-23.33	-10.37	136.33	207.33	-71.00	-50.51	265.67	253.67	12.00	4.01	238.75	252.92	-14.17	-5.58	+5.44
	5.29	6.81	1.53	0.81	7.94	6.02	5.77	2.77	13.58	14.15	20.30	13.17	12.58	5.51	10.58	3.54	4.42	4.48	6.90	2.65	0.25 s.
S.E.	191.33	193.33	-2.00	-0.97	178.33	190.33	-12.00	-7.28	118.00	136.00	-18.00	-15.14	195.67	203.00	-7.33	-3.53	170.83	180.67	-9.83	-5.44	-0.44
	4.62	7.51	11.79	5.63	10.69	5.69	8.89	5.37	6.93	1.00	6.08	5.07	3.06	5.57	8.14	3.84	1.59	2.03	2.04	1.09	1.0 n.s.
V.C.	251.33	300.33	-49.00	-16.04	276.33	265.00	11.33	4.03	181.33	165.67	15.67	8.12	240.00	291.67	-51.67	-17.16	237.25	255.67	-18.42	-7.21	+23.41
	7.02	3.06	6.93	2.37	11.68	3.00	10.02	3.48	2.31	8.96	6.66	3.48	5.57	10.60	5.03	1.53	6.08	6.00	0.52	0.28	0.25 s.
W.A:	184.33	189.00	-4.67	-2.07	216.00	206.67	9.33	4.79	159.33	155.67	3.67	2.38	160.67	176.33	-15.67	-6.47	180.08	181.92	-1.83	-0.98	+1.70
	2.52	4.00	1.53	0.75	1.73	5.77	5.13	2.62	17.01	6.81	21.03	15.65	5.69	3.51	3.79	1.50	1.81	2.93	4.73	2.56	0.25 s.
Alle	234.63	237.41	-2.78	-0.48	229.11	220.19	8.93	4.92	143.48	152.67	-9.19	-9.55	229.26	227.33	1.93	1.44	209.12	209.40	-0.28	0.14	
	61.18	65.37	24.29	9.38	64.90	60.23	23.74	12.25	42.95	38.92	30.97	23.74	57.89	55.02	26.42	11.34	53.50	52.01	15.31	7.29	
Sign.	1.00				0.44				1.00				0.69								
Absolut	30.96	-5.07	36.04		42.04	16.00	26.04		19.93	14.81	5.11		13.19	-22.93	36.11		26.53	0.70	25.82		
Diff. vor/nach	42.45	27.00	38.22		35.19	22.60	36.80		22.21	31.82	30.88		36.47	33.35	25.77		25.90	24.24	25.10		
Relativ	22.06	-1.15	15.82		31.13	10.03	14.60		17.39	13.87	-24		13.27	-6.93	15.91		19.29	1.63	13.03		
Diff. vor/nach	31.73	13.40	17.20		30.62	12.46	19.40		18.48	24.94	26.77		30.04	13.72	14.27		21.98	8.73	12.36		
Sign.	0.17	0.44	0.00		0.00	0.01	0.12	0.12	0.00	0.12	0.05	0.05	0.05	0.05	0.00	0.00	0.00	1.00	0.00	0.00	

oberer Wert: arithmetisches Mittel, unterer Wert: Standardabweichung; relative Differenzen am nicht stimulierten Bein vor Stimulation normiert; Sign.: Signifikanz der Gleichheit nach Vorzeichen