

# 電気刺激を用いた新しい筋力トレーニング

ト ロ ン ト 政 二 慶  
リハビリテーション病院

## Novel Strength Training Using Electrical Stimulation

by

Kei Masani

*Rehabilitation Engineering Laboratory,  
Toronto Rehabilitation Institute – University Health Network  
Rehabilitation Engineering Laboratory,  
Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering,  
University of Toronto*

### ABSTRACT

Muscle fatigue is a major limiting factor in the use of functional electrical stimulation (FES) for strength training. FES induces rapid muscle fatigue because muscle fibres have to be activated at unnaturally high frequencies to generate functional contractions. To overcome this weakness, we have proposed a unique method called Spatially Distributed Sequential Stimulation (SDSS), and tested its advantage in isometric contractions for major leg muscles. The purpose of this project was to test if SDSS was capable of reducing fatigue for isokinetic knee extension. Eleven healthy volunteers participated. Intermittent stimulation (0.3-s on : 0.7-s off; 120-s total) was delivered to the knee-extensors using the conventional method (Single-Electrode-Stimulation; SES) (1 active electrode; 40 Hz) and SDSS (4 active electrodes, each stimulated at 10 Hz; composite 40 Hz stimulation) in separate trials, to generate isometric ( $0^\circ/s$ ) and isokinetic ( $180^\circ/s$ ) torque. Measures of fatigability included fatigue index (FI, average

peak torque of last 10 contractions  $\div$  average peak torque of initial 10 contractions) and torque peak mean (TPM, average peak torque of all 120 contractions  $\div$  average peak torque of initial 10 contractions). FIs were significantly higher for SDSS than SES during isometric (SES =  $0.616 \pm 0.092$ ; SDSS =  $0.761 \pm 0.165$ ;  $p = 0.002$ ) and isokinetic (SES =  $0.645 \pm 0.147$ ; SDSS =  $0.800 \pm 0.175$ ;  $p = 0.002$ ) contractions. TPM values were significantly higher for SDSS than SES during isometric (SES =  $0.781 \pm 0.068$ ; SDSS =  $0.846 \pm 0.108$ ;  $p = 0.022$ ) and isokinetic (SES =  $0.788 \pm 0.103$ ; SDSS =  $0.883 \pm 0.075$ ;  $p = 0.014$ ) contractions. We have reproduced previous findings that SDSS reduces fatigability of isometric contractions compared to similar sized contractions generated by SES. Further, we have extended these findings to isokinetic conditions. The present findings are important for facilitating the utility of FES for use in strength training.

## 要 旨

電気刺激を用いた筋力トレーニング法 (FES 筋力トレーニング法) は、最先端の筋力トレーニング法として普及始めているが、早期の筋疲労が問題である。我々は早期筋疲労を防ぎ、FES 筋力トレーニングをより効率化する新規な電気刺激法である SDSS 法を提案してきた。本研究では、等速性膝関節伸展動作において SDSS 法の効果を検証することを目的とした。若齢被験者 11 名を対象とした。SDSS 法および従来法を用いて 2 分間の反復刺激中の等尺性および等速性膝関節伸展トルクを計測した。その結果、両運動形態ともに、SDSS 法の方が従来法に比較して疲労低減効果が高いことが示された。以上より、SDSS 法はこれまで実行可能性検証のために用いられてきた等尺性運動のみならず、より臨床的な等速性運動においても有効であることを示せた。SDSS 法が FES 筋力トレーニングを効率化しうる可能性が示唆された。

## 緒 言

機能的電気刺激法 (Functional Electrical

Stimulation; FES) は、経皮的に反復した電気刺激を付与することで、筋収縮を誘発し関節に機能的運動を生じさせる方法である (Masani and Popovic 2012)<sup>1)</sup>。近年、FES を用いた筋力トレーニング法 (FES 筋力トレーニング法) が注目されている。随意努力を超える筋力発揮を行えるため、一流選手を含めたアスリートの効果的な筋力・パワーアップのためのトレーニングとして用いられている。非アスリートでは、筋力トレーニングに不慣れた高齢者において、過度な努力を必要とせずに筋量の維持増大や筋力維持向上の効果をもたらす新しい筋力トレーニングとして用いられつつある。このように、FES 筋力トレーニング法は、最先端の筋力トレーニング法としてアスリート/非アスリートを問わず普及しはじめている。

しかしながら、FES 筋力トレーニング法の大きな問題点として早期筋疲労があり、トレーニングの質・量共に妨げる大きな障害となっている。通常の筋力発揮では筋全体の筋線維が活動時刻を異にして動員されるのに対し、FES 筋力トレーニング法では筋全体ではなく電極直下の筋線維のみが一斉に賦活されることが、早期疲労の主要因である (Bergquist et al. 2011)<sup>2)</sup>。また筋全体ではな

く一部の筋線維のみで強縮を維持するためには、自然発火周波数(10-20 Hz 程度)以上の高頻度(40 Hz 程度)で刺激する必要がある、これも早期疲労をもたらす要因である(Bergquist et al. 2011)<sup>2)</sup>。

この早期筋疲労を低減するため、交互刺激法が提案されている(Nguyen et al. 2009<sup>3)</sup>; Malešević et al. 2010<sup>4)</sup>; Decker et al. 2010<sup>5)</sup>; Sayenko et al. 2014<sup>6)</sup>; Sayenko et al. 2015<sup>7)</sup>。Malešević と Popović (Malešević et al. 2010)<sup>4)</sup> は、5名の脊髄損傷患者において、大腿四頭筋各筋腹運動点(Botter et al. 2011)<sup>8)</sup>を交互に刺激することで、等尺性膝伸展運動において疲労低減効果があることを示した。Deckerら(Decker et al. 2010)<sup>5)</sup>は同様の方法を自転車駆動作において検証した。同時期に、我々のグループは交互刺激法の一種である Spatially Distributed Sequential Stimulation (SDSS) 法を提案し(Nguyen et al. 2009)、疲労低減効果を検証してきた(Nguyen et al. 2009<sup>3)</sup>; Sayenko et al. 2014<sup>6)</sup>; Sayenko et al. 2015<sup>7)</sup>。SDSS 法では、電極貼付位置は従来法(本研究では Single-Electrode-Stimulation; SES と表記する)と同じであるが、刺激電極を4分割し、分割された電極各部位を通常用いられる刺激頻度の4分の1の頻度で交互に刺激することにより、より広範囲の筋線維を比較的低頻度で交互に刺激することができる(図1)。電極位置を各筋腹上に分散させる必要がなく、Malešević と Popović や Deckerらの方法に比べて、臨床応用により適した方法といえる。我々はこれまで、完全脊髄損傷患者1名の下腿三頭筋刺激を対象とした予備試験を経て(Nguyen et al. 2009)<sup>3)</sup>、健常者の下腿三頭筋刺激を対象とした等尺性足底屈運動(Sayenko et al. 2014)<sup>6)</sup>、健常者および不全・完全脊髄損傷患者を対象とした等尺性足底屈・足背屈・膝伸展・膝屈曲運動(Sayenko et al. 2015)<sup>7)</sup>において、SDSS 法が従来法と比較して30%程度、疲労を低減する効果があることを示してきた。

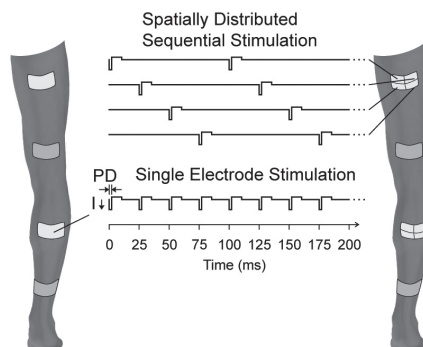


図1 SDSS法の模式図

左がわにSES法の電極配置、右側にSDSS法の電極配置を示す。両者とも同じ大きさの電極を貼付するが、SDSS法では刺激電極が4分割されている。SES法では刺激電極を40 Hzで刺激するのに対し、SDSS法では各分割4電極を10 Hzで位相を90度ずらして刺激する。これによりSDSSでは刺激電場が若干ずれて、各分割4電極下の筋線維は10 Hzで刺激されることになる。図は(Sayenko et al. 2015)より引用。

上記研究はすべて実行可能性検証を目的としていたため、不確定要素が少ない等尺性運動を用いた。等尺性運動下では、刺激電極と運動点の位置関係が一定であり、刺激電極位置を移動させるSDSS法の利点が大きいと考えられる。しかしながら、関節動作を伴うFES筋力トレーニング法では、運動点と刺激電極の位置関係が不定であり、すなわち従来の非分割電極を用いても多くの筋線維を動員できる可能性があるため、SES法と比したSDSS法の利点は明らかではない。

そこで本研究では、FES筋力トレーニング法の動作に近い等速性運動を用いて、SDSS法の効果を検証することとした。刺激対象筋群は、FES筋力トレーニング法にも頻繁に用いられる膝関節伸展筋群とした。これまでの研究結果(Nguyen et al. 2009<sup>3)</sup>; Sayenko et al. 2014<sup>6)</sup>; Sayenko et al. 2015<sup>7)</sup>と比較するため、等尺性運動も同時に測定した。

## 1. 研究方法

被検者は健常成人11名であった(男性10名、年齢 $32.4 \pm 9.7$ 歳、身長 $172 \pm 10$  cm、体重 $77.3 \pm 13.8$  kg)。本研究は当該研究所倫理委員会の承認を得て、被検者に文書による同意を得て行われた。

被検者は、実験室に2回来訪した。各来訪において、SESあるいはSDSS法のいずれかを適用した。片脚に等速性膝伸展運動を、他脚に等尺性膝関節運動を行わせた。刺激方法の順序および運動形態は、乱数表を用いて被検者間でランダムに適用した。

膝関節伸展筋力は、筋力ダイナモメータ(Biodex System 3, Biodex Medical Systems, USA)を用いて座位姿勢にて計測した。等尺性運動時は膝関節角度85度(完全伸展位を0度とする)において計測した。等速性運動時は、膝関節角度0から85度を可動範囲とし、毎秒185度の速度設定とした。筋力ダイナモメータから膝関節トルクおよび膝関節角度変位をアナログ信号出力として得て、A/D変換器(PowerLab/30 Series, ADInstruments, Colorado Springs)を用いて記録した。サンプル周波数は1000 Hzであった。

SDSS法を簡便に実現するため、我々はSDSSアダプターを開発した(図2)。現状では交互刺激法を行う場合、多数の刺激チャンネルを使用する必要がある(図2左中)。例えば分割4電極を刺激するには、90度ずつ位相をずらした4つの刺激チャンネルを使う必要があり、多数の刺激チャンネルを使うという点、また90度位相をずらす設定をするという点で、煩雑であり臨床応用

に適していない。SDSSアダプターは1つの刺激チャンネル出力を入力とし、90度ずらした4出力を自動的に行うものである(図2左下)。

電気刺激はポータブルFES装置(Compex Motion II, Compex SA, Switzerland)を用いて行った。大腿直筋近位部と大腿部遠位端にそれぞれ刺激電極と不関電極を配置した。SES法適用時は、刺激頻度40 Hzを用いた。SDSS法適用時は、ポータブルFES装置は刺激頻度40 Hzと設定し、SDSSアダプターを用いることで、分割4電極の各々は刺激頻度10 Hzにて刺激された。刺激パルス幅は両刺激方法とも250  $\mu$ sを用いた。刺激強度は被検者が耐えうる最大強度を用いた。先に行った刺激方法の初期トルクに、2回目に行った刺激方法の初期トルクを合わせることで、両者の初期トルクが同程度になるようにした。刺激時間300 ms、休息时间700 msを繰り返す、2分間の反復刺激を行った。

疲労度は、疲労指標(Fatigue Index; FI)と平均ピークトルク指標(Torque Peak Mean; TPM)を用いて定量評価した(Sayenko et al. 2015)。FIは、2分間の反復刺激初期10回のピークトルク平均値に対する終期10回のピークトルク平均値の比率として算出した。TPMは、2分間の反復刺激初期10回のピークトルク平均値に対する全

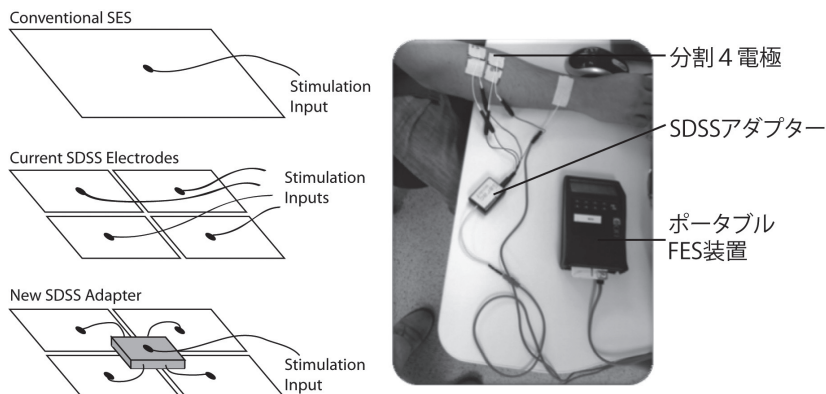


図2 SDSSアダプターの模式図(左)と写真(右)  
模式図の説明は本文参照。右は、ポータブルFES装置の1チャンネル出力がSDSSアダプターの入力となり、SDSSアダプターの出力が前腕に貼付された分割4電極に接続されている様子を示す。

120回のピークトルク平均値として算出した。FIは最終的なピークトルクの減少度、TPMは全体的なピークトルクの減少度を示す。

疲労度の各指標について、Kolmogorov-Smirnovテストにより正規性を確認した後、運動形態毎に對のt検定を用いてSDSS法とSES法の比較を行った。刺激方法間で初期ピークトルクが同等であったことを確認するため、初期10回のピークトルク平均値を對のt検定によって比較した。等尺性運動と等速性運動では初期ピークトルク値が大幅に異なるので、両者の統計的比較は公平でないと判断し行わなかった。有意水準5%で統計的有意性を判断した。

## 2. 研究結果

図3に各刺激方法、運動形態毎に、膝関節伸展トルク時系列の例を示す。一見して、SES法は右下がりにピークトルク値が減少している様子であるが、SDSS法は初期と同程度のピークトルクが最後まで維持されている様子がわかる。これらの試行のFIおよびTPMは図中に示されているが、両指標ともSDSS法の方が高かった。

図4に初期ピークトルク平均値(図4A)、FI(図4B)、TPM(図4C)のグループ平均値をそれぞれ示す。初期ピークトルク平均値には、各運

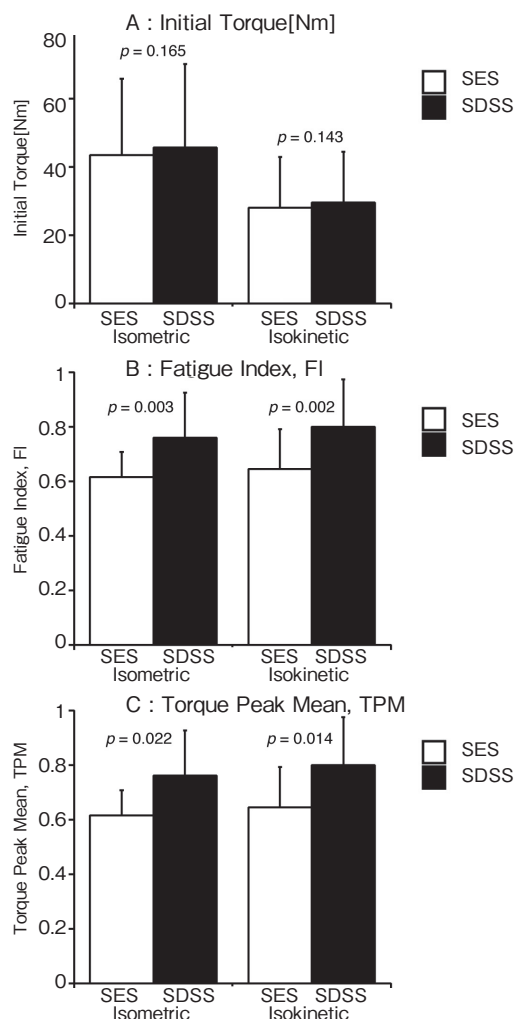


図4 初期ピークトルク値 (A)、FI (B)、TPM (C) のグループ平均値

各エラーバーは各群の標準偏差を示す。各プロット左側に等尺性、右側に等速性運動の結果を示した。図中p値は、刺激方法で比較した對のt-検定結果である。

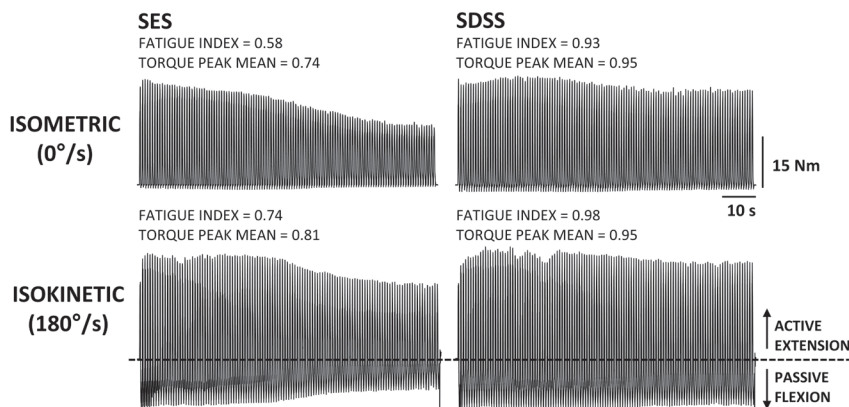


図3 膝関節伸展トルクの時系列

左列にSES法、右列にSDSS法を示す。それぞれ上は等尺性、下は等速性膝伸展運動のものである。

動形態のそれぞれにおいて刺激方法間で差がなかった（等尺性運動は  $p = 0.165$ ，等速性運動は  $p = 0.143$ ）。FI には，各運動形態それぞれにおいて刺激方法間で有意な差があり（等尺性運動は  $p = 0.003$ ，等速性運動は  $p = 0.002$ ），それぞれ SDSS 法の方が大きな値を示した。TPM についても同様の結果であり，各運動形態それぞれにおいて刺激方法間で有意な差があり（等尺性運動は  $p = 0.022$ ，等速性運動は  $p = 0.014$ ），SDSS 法の方が大きな値を示した。

### 3. 考察

等尺性および等速性膝関節伸展運動のいずれにおいても，SDSS 法の方が SES 法に比較して大きな FI および TPM 値を示した。これらの結果は，両運動形態のいずれにおいても，SDSS 法に疲労低減効果があることを示すものである。

我々は，これまで等尺性足底屈運動 (Nguyen et al. 2009<sup>3)</sup> ; Sayenko et al. 2014)<sup>6)</sup> および等尺性足底屈・背屈，等尺性膝関節伸展・屈曲運動 (Sayenko et al. 2015) において，その効果を検証してきた。本研究結果は，これまで示してきた等尺性運動のみならず，FES 筋力トレーニング動作に近い等速性運動においても SDSS 法の疲労低減効果があることを示すものである。初期ピークトルク値に違いがあるため等尺性と等速性運動の直接比較はできないが，両運動形態とも同程度，すなわち FI にして等尺性で 30.1 %，等速性で 24.5

%，および TPM にして等尺性で 13.8 %，等速性で 10.2 % の疲労低減効果があった。等速性運動では疲労低減効果が低い可能性も指摘されたが，予想に反して等速性運動でも等尺性運動と同程度の疲労低減効果があると考えられる。この効果は，単純に見積もれば，FES 筋力トレーニングの 1セッションにおいて 10～30 % 程度のトレーニング負荷増大を見込めること相当し，FES 筋力トレーニング法において実際的なトレーニング向上効果を期待させるに十分な値と考えられる。しかしながら，実際のトレーニング効果は今後の検証が必要である。

SDSS 法の疲労低減効果の機序に関しては，解明すべき点が残されている。Malešević と Popović (Malešević et al. 2010)<sup>4)</sup> や Decker ら (Decker et al. 2010)<sup>5)</sup> は，各筋腹運動点を直接刺激するので，各筋腹内筋線維が交互に動員されていることはほぼ明らかである。しかしながら，SDSS 法は臨床応用の容易さを優先して開発されたため，臨床で用いられるとおり筋群近位端一カ所に刺激電極を配置し，これを 4 分割している。各分割 4 電極がどの筋腹の筋線維を動員しているかは自明ではない。ただし下腿三頭筋では，ヒラメ筋運動点に 4 分割した刺激電極を貼付した場合に，ヒラメ筋内で筋線維が交互に動員されている様子が観察されている (Sayenko et al. 2014)。これに基づけば，図 5 に示した概念図のように考えることができる。すなわち，筋腹に貼付した刺激電極は直下の

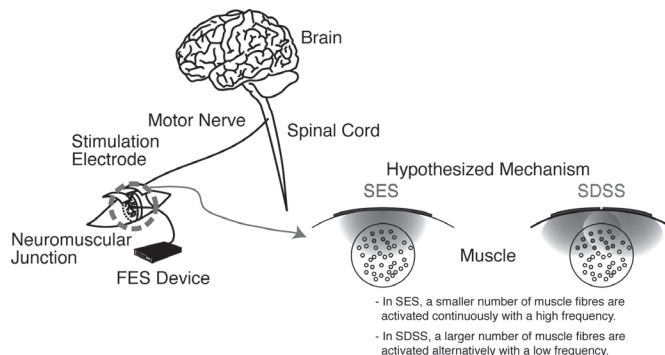


図5 SDSS法の機序の概念図。説明は本文参照

神経筋接合部を刺激すると考えられ、SDSS 法の場合には刺激電場が移動するために異なる筋線維を交互に比較的低頻度（すなわち 10 Hz）で刺激している状態である。この機序に従えば、単腹筋でも使用できる可能性が高いことが予想され、各筋運動点を直接刺激する方法に比した利点といえる。実際、足背屈運動、すなわち主として前脛骨筋単腹刺激を行った場合にも、SDSS 法の疲労低減効果が示されている (Sayenko et al. 2015)<sup>7)</sup>。大腿四頭筋適用時の機序はより複雑であり、分割 4 電極それぞれが独自の筋線維動員パターンを有し、結果的に異なる筋腹・筋線維が交互に相対的な低頻度で賦活されていると考えられる。大腿四頭筋のような多筋群を刺激する場合、各筋運動点を直接刺激する方法に比べて、異なる筋線維を確実に動員するという点で利点が少ないが、非常に簡便に適用できるため、効果が確認されれば臨床応用上の利点は大きいと考えられる。

我々は臨床応用上の利点を最優先に考え、FES の早期筋疲労低減法として SDSS 法を提案している。SDSS 法は電極貼付位置が従来法と同じであり、簡単に電極を装着できる。さらに臨床応用に適した方法とするために、SDSS アダプターを開発した。SDSS アダプターは、市販のどの刺激装置にも利用することができ、4 分割された電極さえ用意すれば、簡便に SDSS 法を臨床応用することができる。今後、予め 4 分割された電極も用意することにより、臨床で簡便に SDSS 法を使ってもらえる製品の開発につながる予定である。

#### 4. まとめ

本研究は、FES の早期筋疲労を低減させる SDSS 法を FES 筋力トレーニングに応用すべく、等速性膝関節伸展運動において効果検証を行った。その結果、SDSS 法は等速性膝関節伸展運動においても疲労低減効果があることがわかった。この結果は、SDSS 法が、これまで実行可能性検

証のために用いられてきた等尺性運動のみならず、より臨床的な FES 筋力トレーニングにおいても有効であることを示唆している。

我々は臨床応用を最優先に FES の疲労低減法を開発している。SDSS 法はその利点が大きく、SDSS アダプターと共に活用することで、容易にトレーニング現場で活用できる方法であり、FES 筋力トレーニングを効率化することで、スポーツトレーニングの発展に大きく貢献できる可能性を秘めている。

#### 謝 辞

本研究は、当研究室修士学生 Vishvek Babbar 氏の修士論文の一部として施行された。また、共同研究者である当研究室博士後研究員 Austin Bergquist 氏にも謝意を表す。本研究は、公益財団法人石本記念デサントスポーツ科学振興財団研究助成金および Canadian Institutes of Health Research (OMH131582) の助成を得て行われた。

#### 文 献

- 1) Masani K., Popovic M.R., Chapt. 44; Functional Electrical Stimulation in Rehabilitation and Neurorehabilitation. In: Handbook of Medical Technology, Springer, pp 877-896 (2011)
- 2) Bergquist A.J., Clair J.M., Lagerquist O., Mang C.S., Okuma Y., Collins D.F., Neuromuscular electrical stimulation: implications of the electrically evoked sensory volley. *European Journal of Applied Physiology* 111:2409-2426 (2011)
- 3) Nguyen R., Masani K., Micera S., Morari M., Popovic M.R., Spatially distributed sequential stimulation reduces fatigue in paralyzed triceps surae muscles. *Artificial Organs* 35:1174-1180 (2011)
- 4) Malešević N.M., Popović L.Z., Schwirtlich L., Popovic D.B., Distributed low-frequency functional electrical stimulation delays muscle fatigue compared to conventional stimulation. *Muscle Nerve* 42:556-562 (2010)
- 5) Decker M.J., Griffin L., Abraham L.D., Brandt L.,

- Alternating stimulation of synergistic muscles during functional electrical stimulation cycling improves endurance in persons with spinal cord injury. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20:1163–1169 (2010)
- 6) Sayenko D.G., Nguyen R., Popovic M.R., Masani K., Reducing muscle fatigue during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation by spatially and sequentially distributing electrical stimulation sources. *European Journal of Applied Physiology* 114:793–804 (2014)
- 7) Sayenko D.G., Nguyen R., Hirabayashi T., Popovic M.R., Masani K., Method to reduce muscle fatigue during transcutaneous neuromuscular electrical stimulation in major knee and ankle muscle groups. *Neurorehabilitation and Neural Repair* 29:722–733 (2015)
- 8) Botter A, Oprandi G, Lanfranco F, Aliasia S., Maffioletti N.A., Minetto M.A., Atlas of the muscle motor points for the lower limb: implications for electrical stimulation procedures and electrode positioning. *European Journal of Applied Physiology* 111:2461–2471 (2011)