

PŘÍPADOVÁ STUDIE: KLOUBNÍ VZORCE PŘI VYUŽITÍ POVRCHOVÉHO EMG

**Iva Novotná, Martin Holub, Václav Křemen, Zdeněk Čeřovský,
Karel Hrach, Marek Jelínek, Miroslav Tichý**

Anotace

Vyšetřování kloubních vzorců je jedním z mnoha způsobů, jak odhalit patologie měkkých tkání. Jedná se o vyšetřování kloubní pohyblivosti daného kloubu. Omezení této hybnosti naznačuje poškození struktur, které ovlivňují provedení izolovaného pohybu v kloubním spojení. K identifikaci se klasicky používají pasivní a aktivní testy rozsahu pohybu prováděné fyzioterapeutem. Takzvané kloubní blokády mohou mít za následek reaktivní změny napětí kosterních svalů. Cílem této studie je vyvinout a otestovat experiment, který by nám umožnil vyhodnocovat pomocí povrchového EMG vedení flexních a extenčních řetězců při umělém vytvoření kloubních blokád za použití reflexních podpatěnek.

Klíčová slova

Kloubní vzorce, kloubní hybnost, kloubní blokády, povrchová elektromyografie, extenční řetězec, reflexní podpatěnka

1. Úvod

Funkční blokáda kloubu je běžným klinickým termínem, který vyjadřuje jednu z nejčastějších funkčních poruch v pohybovém aparátu. Lze ji definovat jako poruchu funkce, která není doprovázena stavebním narušením kloubu. Celkový rozsah pohybu se u funkční blokády kloubu nemění, dochází však k relativní změně velikostí dílčích pohybů, ze kterých se celkový pohyb kolem jedné osy kloubu skládá [1]. Podle Véleho [2] kloubní vůlí označujeme malý pohyb v kloubu v jiných směrech, než jsou typické pro jeho funkci. Ztráta kloubní vůle se podle něj projevuje tuhostí v kloubu a zhoršením kloubní pohyblivosti. Kloubní vůle je omezena elasticitou kloubního pouzdra a tahem krátkých svalů, které se upínají kolem kloubu a působí paralelně s osou pohyblivého segmentu [2].

Lewit [3] rozděluje příznaky kloubní blokády na omezení rozsahu pohybu v kloubu, ztrátu kloubní vůle a reaktivní změny napětí kosterních svalů, které zablokovaný kloub překračují a vykonávají v něm aktivní pohyb. Kloubní blokády mají velkou tendenci k řetězení. V končetinách tak vznikají tímto způsobem flekční nebo extenční řetězce kloubních dysfunkcí. Na dolní končetině jsou tyto řetězce vyvolány mnoho příčinami, například vadné postavení pánve, pouřazové stavy kyčle, kolene a kotníku. Při flekčním řetězci převažuje flexe nad extenzí a flexory jsou silnější než extenzory. Naopak je to u řetězců extenčních [4].

Vyšetření kloubních bariér podle Rychlíkové [5] spočívá v oddálení kostí, které tvoří kloub a následně v posunu kostí stříhově vůči sobě navzájem. Jedná se tedy o vyšetření v nefyziologických směrech, kdy se pohyby provádějí

pasivně. Vyšetřením kloubu ve fyziologických směrech, tedy ve flexi či extenzi se zabývá Tichý [1]. Při tomto vyšetření se mnohem výrazněji uplatňují kosterní svaly a kromě nich také další měkké tkáně, které kloub pokrývají (fascie, podkoží, kůže). Hypertonus nebo spasmus kosterních svalů zřejmě nejvýrazněji ovlivní polohu fyziologické bariéry kloubu a velikost jeho kloubní vůle. Budeme-li vycházet z předpokladu, že při blokáдах kloubu dochází ke změně napětí kosterních svalů, dala by se tato změna detekovat pomocí povrchové elektromyografie (SEMG). Navodíme-li uměle kloubní blokádu pomocí reflexní podpatěnky, dá se předpokládat, že díky řetězení blokády dojde ke změně napětí flexorů a extenzorů na dolní končetině.

2. Metody

2.1. Měřené osoby

Této studii se dobrovolně zúčastnilo 19 probandů, z toho 15 žen ($23,5 \pm 4,0$ let) a 4 muži ($32,8 \pm 11,8$ let). Nejdříve byli seznámeni s celým postupem studie. Poté byli vyšetřeni fyzioterapeutem, který provedl anamnézu pacienta. Anamnéza zahrnovala určení dominantní končetiny a funkční vyšetření, zda pacient netrpí bakteriálním zánětem a zda se u něj neprojevují neurologické změny vedení reflexní činnosti v dolní dominantní končetině.

2.2. Nastavení experimentu

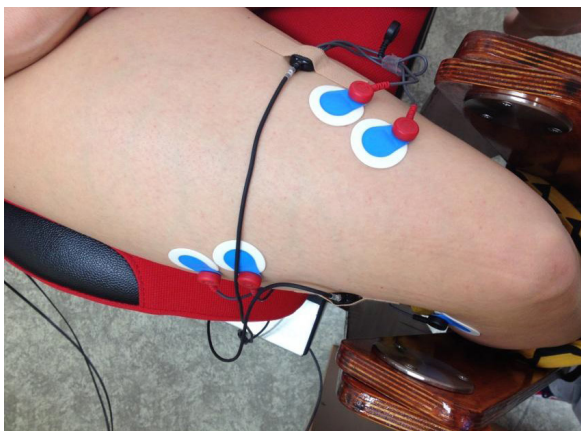
Měření bylo prováděno na speciálním měřicím křesle (Obr. 1) za využití zařízení Biomonitor ME6000. Úhel v kolenním kloubu byl nastaven na 70°



Obrázek 1 — Křeslo pro prováděný experiment se speciálním nastavitelným ramenem pro úhly v kyčelním a kolenním kloubu

flexe a v kyčelním kloubu na 120° mezi pánevní a stehenní kostí, což odpovídá uvolněnému sedu. Bipolární elektrody ($40,8 \times 34$ mm) se snímací plochou $13,2 \text{ mm}^2$ (Ambu Blue Senzor P) byly umístěny na dvě hlavy svalu quadriceps femoris – vastus medialis (VM) a vastus lateralis (VL). Podle studie A. Reinoldiho [6] byla inervační zóna svalu VL lokalizována ve vzdálenosti $94 \pm 13,2 \text{ mm}$ na linii od laterální strany pately k přednímu hornímu trnu kyčelní kosti a na svalu VM byla lokalizována ve vzdálenosti $51,7 \pm 13,0 \text{ mm}$ pod padesáti stupni od spojnice pately a horního trnu kyčelní kosti (Obr. 2).

Před začátkem experimentu každý proband udělal tři izometrické maximální volní kontrakce (MVC) při extenzi kolenního kloubu.



Obrázek 2 — Umístění elektrod (*vastus medialis*, *vastus lateralis*)

Kontrakce vždy trvala 2s s intervalem odpočinku 30s. Během těchto kontrakcí byla zaznamenávána hodnota silového čidla, která byla poté využita k výpočtu submaximální (60%) hodnoty MVC. Po dvouminutovém odpočinku byly naměřeny tři submaximální 60% kontrakce s 2min odpočinkem mezi kontrakcemi. Měření probíhalo jak bez použití podpatěnky, tak s použitím pronační a supinační podpatěnky. Na závěr experimentu bylo opět provedeno měření MVC pro zjištění únavy svalu.

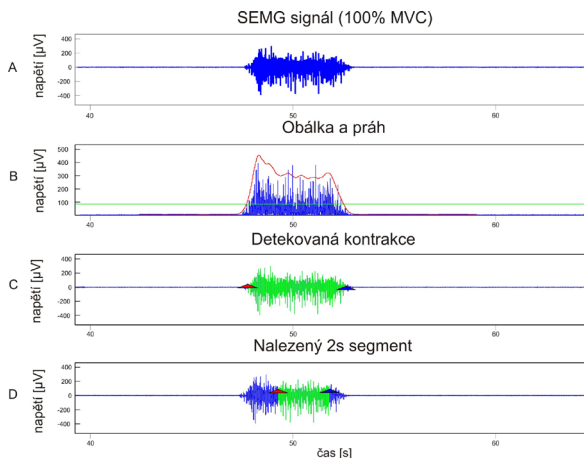
2.3. Zpracování signálu

Frekvence síťového napětí byla odstraněna měřicím zařízením a uzemněním. Ze surového signálu byl odstraněn offset (nenulový výstupní signál) pomocí odečtení mediánu signálu. V nativním signálu bylo patrné kolísání nulové izoliny, které bylo způsobeno například dýcháním pacienta nebo pohybem elektrod během kontrakce svalu. Tento problém byl odstraněn pomocí nelineární filtrace, jejímž cílem je najít a odečíst izoliny od signálu. Jednotlivé kroky této metody jsou založeny na trojitě decimaci původního signálu, jeho filtraci (Butterworth filtr 4. řádu s normalizovanou mezní frekvencí 0,4) a zpětně trojitě interpolaci na původní vzorkovací frekvenci 1kHz.

Před samotnou parametrizací SEMG bylo nutné detekovat izometrické kontrakce v celé délce záznamu, v těchto kontrakcích nalézt 2s segment, kde probandi udržovali hodnotu submaximální kontrakce kolem 60 % MVC (viz Obr. 3). Za tímto účelem byla vypočtena obálka signálu pomocí Hilbertovy transformace. Jako práh pro detekci byla zvolena hodnota 3 směrodatných odchylek (σ), vypočtených z délky celého záznamu (zobrazeno na Obr. 3B). Dvousekundový segment 60% MVC, kdy probandi udržovali konstantní sílu, se nachází na konci každé kontrakce. Hodnota odpovídající mediánu amplitudy kontrakce byla použita jako práh nalezení právě těchto 2s segmentů (Obr. 3D).

2.4. Analýza dat

Analýza tvarů vrcholů využívá dvou základních komponent signálu v časové



Obrázek 3 — Zobrazení 2s segmentu SEMG a proces extrakce užitečné části signálu pro další analýzu. A) Ukázka jedné ze tří kontrakcí. B) Signál po rektifikaci. Použitý práh pro detekci kontrakce 3σ signálu – vyznačeno zeleně a obálka signálu – červeně. C) Detekovaná kontrakce vyznačená zeleně. D) Zeleně vyznačen 2s segment SEMG využitý pro následnou analýzu

oblasti: vrcholů a jejich maxim [7]. Obsahuje výpočet amplitud vrcholů, průměrnou amplitudu vrcholů, průměrnou frekvenci vrcholů a průměrný sklon vrcholů. Dále jsou počítány: průměrný počet maxim v jednotlivém vrcholu, počet vrcholů, průměrná doba trvání vrcholu a počet průchodů nulou [8].

Jako další metoda parametrizace byla využita frekvenční analýza. Ve výkonovém spektru (PSD) nás nejčastěji zajímá nejvýkonnější složka, tedy maximum tohoto spektra a střední či mediánový výkon. Frekvence mediánu výkonové hustoty je taková frekvence, ve které kumulativní součet spektra dosáhne 50 % z celkové hodnoty. Dále bylo využito prvního spektrálního momentu, který představuje těžiště rozložení energie ve spektru. Jedná se tedy o váhovaný průměr spektrálních čar. Druhý spektrální moment představuje rozprostření spektra. Je tedy analogický statistickému rozptylu a je indikátorem rozprostření spektra.

Dodatečnou SEMG parametrizaci nám poskytla analýza v časové oblasti, díky níž jsme vypočítali efektivní hodnotu amplitudy signálu, průměrnou hodnotu signálu a jeho plochu po rektifikaci, medián, maximum, minimum a směrodatnou odchylku. Na základě těchto analýz bylo tedy vypočteno 19 parametrů na 2s segmentu SEMG.

2.5. Statistická analýza

Pro statistické hodnocení výsledků experimentu byla vybrána metoda ANOVA a to dvoufaktorová analýza bez opakování. Byly zde použity dva faktory: faktor použití podpatěny a faktor pacient. Statistická významnost byla nastavena na $p < 0,05$. Jelikož tři po sobě jdoucí kontrakce nemohou být považovány za nezávislá měření, musí být nejprve vypočtena střední hodnota parametrů. Každý parametr se v této metodě zpracovává zvlášť. Proto nám zde vzniká 19

samostatných hypotéz. Pro párové porovnání byla využita post hoc analýza, která spočívá v porovnání středních hodnot všech dvojic, tedy mnohonásobné porovnávání. K tomuto účelu byla využita Tukeyho metoda ($p < 0,05$). Tato metoda předpokládá nulovou hypotézu, že střední hodnoty dvou parametrů jsou stejné. Pokud tuto nulovou hypotézu zamítneme, můžeme tvrdit, že rozdíl mezi danými dvojicemi je statisticky významný.

3. Výsledky

V tabulce č.1 jsou prezentovány výsledky průměrných hodnot (\pm směrodatná odchylka) 60% MVC svalu VL pro čtyři probandy.

Bez použití podpatěny				
	P0	P1	P2	P3
	Hodnota \pm SD	Hodnota \pm SD	Hodnota \pm SD	Hodnota \pm SD
SpekMom1 [Hz]	71.55 \pm 0.33	70.24 \pm 0.71	59.35 \pm 0.71	80.01 \pm 1.86
Med [μ V]	2.78 \pm 0.81	-2.33 \pm 0.68	0.71 \pm 0.02	-1.80 \pm 2.15
Použití supinační podpatěny				
SpekMom1 [Hz]	70,95 \pm 0,82	69,76 \pm 0,77	60,08 \pm 0,65	81,55 \pm 3,72
Med [μ V]	4,72 \pm 0,83	-1,61 \pm 0,35	0,26 \pm 2,30	-1,11 \pm 2,38
Použití pronační podpatěny				
SpekMom1 [Hz]	69,94 \pm 3,35	69,87 \pm 0,82	59,57 \pm 0,76	78,95 \pm 2,11
Med [μ V]	2,86 \pm 1,81	-2,58 \pm 0,78	-0,32 \pm 1,63	-0,12 \pm 2,36

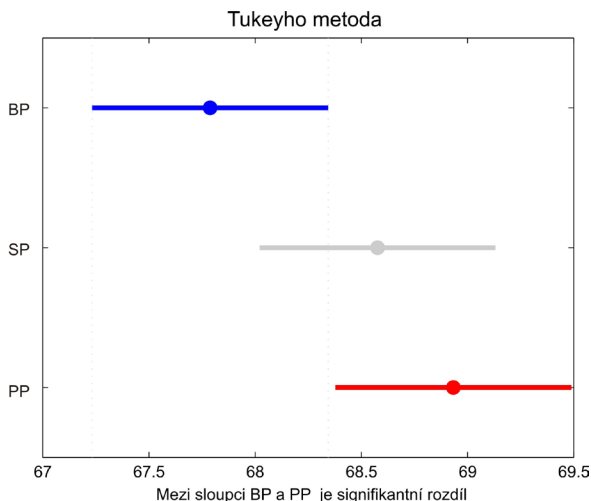
Tabulka 1 — Průměrná hodnota \pm směrodatná odchylka 60% MVC pro sval VM pro probandy P0-P3. SpekMom1 je první spektrální moment a Med je medián

Kvůli statistické významnosti jsou v tabulce č.2 uvedeny výsledky dvoufaktorové analýzy pro parametr první spektrální moment (pro VL)

Zdroj variability	SS	df	MS	F	Prob>F
Sloupce	13.IV	2	VI.29	3.32	0.047
Řádky	4986.6	18	277.03	141.27	5.69E-28
Chyba	70.59	36	1.X		
Celkem	5070.3	56			

Tabulka 2 — Hodnoty metody ANOVA – parametr první spektrální moment pro sval VL. Kde SS představuje součet čtverců, df – stupeň volnosti, MS – průměr čtverců (poměr SS/df), F – testové kritérium, Prob>F – signifikance

Změny svalové aktivity během měření bez použití reflexní podpatěnky a se supinační podpatěnkou byly signifikantní u parametru medián u svalu vastus medialis (absolutní hodnota rozdílu mezi průměrnými hodnotami: 1,07 μV , $p < 0,05$) a také u měření bez podpatěnky vs. pronační podpatěnka u parametru 1. spektrální moment u svalu vastus lateralis (absolutní hodnota rozdílu mezi průměrnými hodnotami: 1,15 Hz, $p < 0,05$) (Obr. 4).



Obrázek 4 — Tukeyho metoda pro parametr první spektrální moment ukazuje signifikantní rozdíl mezi skupinou BP (bez použití podpatěnky) a PP (s použitím pronační podpatěnky)

4. Další postup

Na základě těchto výsledků bylo navrženo zpřesnění experimentu pomocí vícekanálového snímání povrchového EMG signálu na svalu vastus medialis při volní maximální izometrické extenzi.

4.1. Multikanálové měření

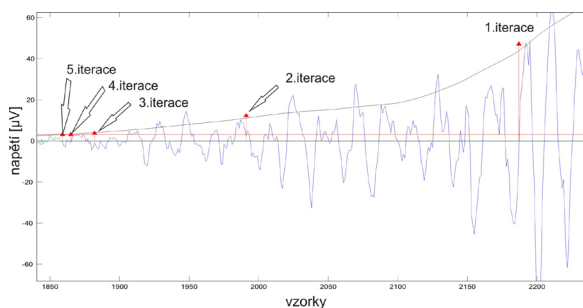
V tomto experimentu jsme umístili čtyři páry bipolárních elektrod na sval vastus medialis (Obr. 5), ostatní elektrody sloužily jen k ověření správnosti navržených algoritmů.

4.2. Sledování „timingů“

Tato metoda se věnuje pozorování posloupnosti zapojení vybraných svalů v dané pohybové činnosti. Sleduje se začátek, průběh a konec aktivace. Pro výpočet začátku a konce aktivace existuje více metod. Nejjednodušší metoda využívá výpočet amplitudy šumu jako dvě směrodatné odchylky



Obrázek 5 — Umístění 4 párů bipolárních elektrod na svalu vastus medialis



Obrázek 6 — Iterační metoda pro nalezení počátků kontrakcí. Nejdříve se vypočítá směrodatná odchylka z celého signálu. Jako práh pro detekci je zvolena hodnota 2σ . Nadprahové hodnoty jsou z kontrakce odstraněny, znovu se vypočítá směrodatná odchylka a nastaví práh. Takto pokračuje do okamžiku, kdy mezi počátky není větší rozdíl jak $0,001s$

z průměrné hodnoty. Tato hodnota obsahuje 95 % amplitud šumu. Jako začátek se považuje bod, kdy EMG signál překročí tuto hodnotu a jako konečný bod, kdy pod tuto hodnotu naopak klesne [9]. V našem případě jsme tuto metodu využili pro pozorování šíření EMG signálu po svalu. Algoritmus na výpočet timingu spočívá v iterační metodě (Obr. 6), kdy se nejdříve vypočítá směrodatná odchylka z celého signálu. Jako práh pro výpočet kontrakce se stejně jako De Luca [9] použije hodnota dvou směrodatných odchylek. Takto nalezená kontrakce se ze záznamu odstraní a opět se vypočítá směrodatná odchylka. Iterace končí v okamžiku, kdy rozdíl mezi počátky není větší než $0,001s$.

4.3. Multikanálová elektroda

Pro snadnější nalezení motorických jednotek a správné umístění elektrod byla navržena a vyvinuta vlastní multikanálová elektroda. Při prvotním prototypu jsme vycházeli z Merlettiho multikanálové elektrody [10]. Jedná se o suchou neizolovanou multikanálovou elektrodu (Obr. 7), jež seskupuje 20 stříbrných kontaktních ploch. Každá kontaktní plocha o velikosti 12mm² tvoří jeden z pólů – dle zapojení unipolární nebo bipolární. Vzdálenost jednotlivých ploch je 10mm přičemž ve střední části elektrody dochází ke zhuštění o polovinu vzdálenosti, tedy na 5mm. Z důvodu malé vzdálenosti jednotlivých ploch je vyloučeno využití vodivých gelů a past. Z tohoto důvodu jsme zvolili technologii „suchého“ provedení elektrody.

Abychom minimalizovali síťové rušení a jiné parazitní kmitočty, ke kterým by mohlo docházet vzhledem k malé kontaktní ploše jednotlivých pólů, použili jsme pro každou z dvaceti kontaktních ploch stíněný vodič včetně stíněného konektoru.

Vlastní podklad kontaktních ploch je zhotoven tak, aby byl umožněn flexibilní kontakt s cílovým objemem. Materiál, z něhož byla multikanálová elektroda zhotovena je z nealergenních materiálů a umožňuje opakované použití. K zamezení pohybu a přitlaku elektrody k měřenému objemu je použita lepicí pěna, jež překrývá celou elektrodu a poskytuje tak kvalitní fixaci proti pohybu po celé ploše elektrody. Vodiče jsou rozděleny symetricky – vždy po 10 ti pólech a vystupují z konce a začátku multikanálové elektrody. Takto uspořádané vodiče umožňují v případě nutnosti fixovat elektrodu například obinadlem, aniž by došlo k jejímu poškození.

Jelikož je kontaktní plocha jednotlivých pólů multikanálové elektrody poměrně malá a požadavek na vstupní odpor operačního zesilovače je značný, stejně tak počet kanálů, nelze tuto elektrodu použít ve spojení se standardní měřicí technikou určenou pro měření povrchového EMG signálu.



Obrázek 7 — Multikanálová elektroda pro měření povrchového EMG

4.4. Zařízení pro multikanálové měření EMG.

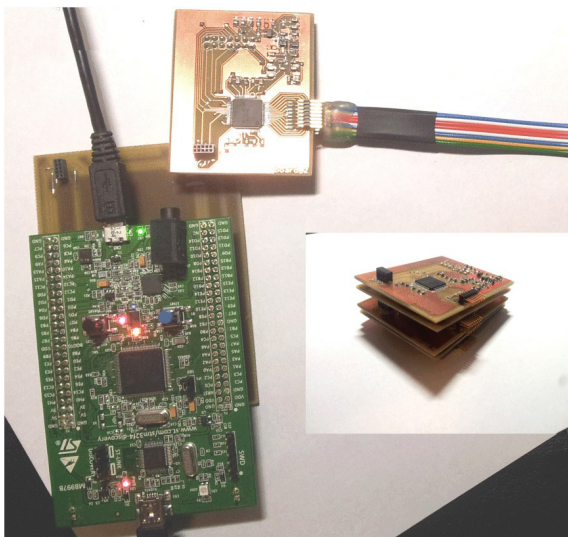
V důsledku vývoje multikanálové elektrody a limitujícím parametrům (malý počet kanálů, nedostatečná citlivost, malý počet kvantizačních úrovní, aj.)

standardních zařízení pro měření povrchového EMG signálu, jsme zhotovili návrh a prototyp vlastního měřicího zařízení (Obr. 8).

Jedná se o delta-sigma analogově číslicový multikanálový převodník s vyhovujícím vstupním odporem operačních zesilovačů. Teoretický počet kvantizačních úrovní je roven 24 bitům. Variabilní vzorkovací kmitočet 500-32000 SPS plně vyhovuje účelům měření povrchového EMG signálu. Modulární zapojení umožní měření až s 256 bipolárními kanály v maticové multikanálové elektrodě - elektrodách.

Zařízení provádí záznam signálů z připojených elektrod spolu s parametry měření.

Takto uložený záznam nám umožňuje pozdější podrobnou analýzu naměřených signálů a jejich vyhodnocení.



Obrázek 8 — Modulové zařízení vyvinuté pro multikanálové měření EMG

5. Diskuse

Měření povrchového EMG signálu je velmi složité téma. Dle výsledků prvního experimentu bylo nutné jeho zpřesnění. Správné umístění elektrod na sval má velký vliv na naměřené signály. Ze studie A. Rainoldiho a spol. [6] je pozorována minimální amplituda signálu přes inervační zónu, tedy umístíme-li dvě elektrody symetricky podle neuromuskulárního spojení, detekované signály jsou stejné a jejich rozdíl je nulový. Z tohoto důvodu jsme navrhli multikanálovou elektrodu pro snadnější nalezení motorických jednotek a následné správné umístění elektrod na sval. Díky limitaci počtu kanálů a nedostatečné citlivosti standardních zařízení měřících EMG signály jsme byli nuceni navrhnout vlastní zařízení. Za tímto účelem vznikl prototyp měřicího zařízení, které umožní

měření až s 256 bipolárními kanály. Díky tomuto zařízením budeme schopni lépe detekovat motorické body, eliminovat pohybové artefakty a pro další měření využít vícekanálových elektrodových gridů pro mapování povrchových EMG signálů.

6. Závěr

Námi navržené zařízení v současné době prochází testováním a kalibrací. V nejbližší době se připravuje další experiment pro měření pomocí multi-kanálové elektrody za využití prototypu navrženého měřicího zařízení. Tento experiment by nám měl pomoci odhalit správnou lokaci motorických jednotek, což by nám umožnilo přesnější umístění bipolárních elektrod, nebo multikanálových gridů na sval a tím umožnit ověření vlivu reflexních podpatěnek na parametry povrchového EMG během extenze kolenního kloubu.

Literatura:

- [1.] M. Tichý, M. Jelínek a E. Macková, „Funkční blokáda kloubu a její příznaky,“ *Kontakt - odborný a vědecký časopis pro zdravotně sociální otázky*, pp. 472-479, 2010.
- [2.] F. Věle, *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, TRITON, 2006.
- [3.] K. Lewit, *Manipulační léčba v myoskeletární medicíně*, Praha: nakladatelství Sdělovací technika, spol. s r.o..
- [4.] M. Tichý, „Dysfunkce kloubu a kinematika pohybu,“ [Online]. Available: www.aksternberk.estranky.cz/file/35/19-tichy.pdf. [Přístup získán 10 Únor 2014].
- [5.] E. Rychlíková, *Manuální medicína. Průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*, Praha: MAXDORF, 2004.
- [6.] A. Rainoldi, G. Melchiorri a I. Caruso, „A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles,“ *Journal of Neuroscience Methods*, sv. 134, p. 37–43, 2004.
- [7.] K. M. Calder, D. A. Gabriel a L. McLean, „Differences in EMG spike shape between individuals with and without non-specific arm pain,“ *Journal of Neuroscience Methods*, sv. 178, č. 1, p. 148–156, 30. March 2009.
- [8.] D. Gabriel, S. Lester, S. Lenhardt a E. Cambridge, „Analysis of surface EMG spike shape across different levels of isometric force,“ *Journal of Neuroscience Methods*, sv. 159, p. 146–152, 2007.
- [9.] C. De Luca, „The Use of Surface Electromyography in Biomechanics,“ *Journal of Applied Biomechanics*, č. 13, pp. 135-163, 1997.

Kontakt:

Iva Novotná

e-mail: novotiv1@fel.cvut.cz

Martin Holub

e-mail: Martin.Holub@mail.com

Václav Křemen

e-mail: vaclav.kremen@fel.cvut.cz

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

Karlovo náměstí 13

121 35 Praha 2

Zdeněk Čeřovský

Karel Hrach

Marek Jelínek

Miroslav Tichý

Univerzita Jana Evangelisty Purkyně

Velká Hradební 13

400 96 Ústí nad Labem