

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

Fakulta tělesné výchovy a sportu

**Řízení svalové aktivity u silových a koordinačních  
činností dolních končetin**

Disertační práce v oboru Biomechanika

Vedoucí práce:  
Prof. MUDr. Jakub Otáhal, PhD.

Vypracoval:  
Mgr. Petr Šádek

Praha, leden 2024

**Prohlášení:**

Prohlašuji, že jsem disertační práci vypracoval samostatně pod vedením prof. MUDr. Jakuba Otáhala, PhD. Použitá literatura a další informační zdroje, které jsou v této práci uvedeny, jsou řádně citovány a uvedeny v seznamu použité literatury.

V Praze, 24.1.2024:

.....

Mgr. Petr Šádek



## Poděkování

Jak lze číst mezi řádky této práce a celého studia, jednalo se o turbulentní proces s náročným závěrem, jehož výsledek máte právě v rukách. I přes všechna tato úskalí mohu doufat, že se mnou nikdy mé okolí neztratilo trpělivost a právě proto patří poděkování zejména jim. V první řadě je třeba vyzdvihnout prof. Jakuba Otáhalu, který mi byl zejména v závěru velkou oporou a bez něj bych pravděpodobně na konec této cesty nedošel. Velké díky patří prof. Jimovi Richardsovi, který mi byl právě tak velkou oporou při stáži v Anglii a který se nebál přijmout neznámého studenta z České republiky. Kolektivní poděkování patří členům fakulty, kteří mi taktéž neváhali pomoci s prací, v čele s doc. Monikou Šorfovou.

V neposlední řadě si poděkování zaslouží mé blízké okolí, jmenovitě Ing. Petra Mihálová, dále pak celá rodina, kteří mě nenápadně, ale účinně motivovali k dokončení studia a byli podstatnou součástí celého procesu. Celou práci bych pak rád věnoval babičce, která mi vždy byla největší motivací v procesu učení a poznávání.

## **ABSTRAKT**

**Název:** Řízení svalové aktivity u silových a koordinačních činností dolních končetin.

**Cíle práce:** Využitím dekompozice signálu z povrchové elektromyografie porovnat svalovou aktivitu na úrovni motorických jednotek vasti medialis čtyřhlavého stehenního svalu při vybrané silové a koordinační pohybové činnosti a popsat případné rozdíly v parametrech nabraných motorických jednotek v kontextu dané pohybové činnosti. Zhodnotit kvalitu vybrané metody pro hodnocení řízení svalové činnosti na úrovni motorické jednotky pro možná další využití ve výzkumné a klinické praxi. Shrnout dosavadní poznatky získané skrz dekompozici EMG signálu ohledně řízení pohybu, aktivity motorických jednotek a dalších relevantních informací pro klinickou praxi.

**Metody:** Teoretická část práce představuje metodu dekompozice povrchového elektromyografického signálu, její vývoj a dílčí složky v kontextu elektromyografického vyšetření svalů spolu s vlastní neurokineziologií pohybového aparátu na úrovni motorických jednotek. Experimentální část práce byla provedena na 12 probandech ve věku 23,2 (-+5,3) let, kteří po instruktáži prováděli vybraný pohybový vzor dřepu na jedné dolní končetině ve variantě s lehkým dotykem zdi a bez dotyku. Během těchto činností byla sledována aktivita vasti medialis pomocí povrchového EMG se speciální elektrodou, která umožňovala snímání signálů v kvalitě požadované pro dekompozici povrchového elektromyografického signálu. Elektromyografická data byla následně v rámci dekompozice rozebrána na signály jednotlivých motorických jednotek pomocí software od Delsys inc. (Boston, USA) a statisticky zpracována pomocí statistických deskriptivních metod.

**Výsledky:** Hodnoty maximální a průměrné frekvence pálení, zejména při rozdělení skupin motorických jednotek dle prahu náboru byly signifikantně vyšší u varianty dřepu s lehkým dotykem pro dříve aktivované motorické jednotky, prokázalo se tedy navýšení frekvence pálení při modifikaci dřepu s lehkým dotykem. Pro hodnoty maximální a průměrné amplitudy nebyl zjištěn signifikantní rozdíl mezi variantami testovacích pohybů. Kvalita dat získaných dekompoziční metodou, využitou u anizometrických cyklických kontrakcí, dosáhla parametrů nutných pro použití u této varianty svalové práce a nabízí tak kvalitativně vhodnou metodu pro rozbor komplexních pohybových vzorů, jako je dřep na jedné dolní končetině.

**Závěr:** Při dřepu na jedné dolní končetině s lehkým dotykem lze sledovat vyšší maximální a průměrnou frekvenci pálení aktivních motorických jednotek. Tento jev lze v kontextu řízení pohybové aktivity vysvětlit fenoménem společného řízení, který ovlivňuje parametry motorických jednotek a díky navýšení propriocepce mění frekvenci pálení pro koordinovanější a plynulejší výsledný pohyb. Tyto poznatky rozšiřují dosavadní informační zázemí o řízení svalové činnosti během kvalitativně náročných pohybových situací. Zároveň lze konstatovat, že metoda dekompozice EMG signálu poskytuje dostatečně kvalitní výstup při hodnocení komplexních pohybových vzorů. Jedná se v současné době o pátou práci na světě, která toto hodnotila.

**Klíčová slova:** elektromyografie, dekompozice, motorická jednotka, dřep, koordinace

## **ABSTRACT**

**Title:** Neuromuscular control of motor units in strength and coordination dependent tasks for lower limbs.

**Objective:** To compare muscle activity on the level of motor units through decomposition of surface electromyography signal from vastus medialis during given strength and coordination oriented movement tasks and to describe eventual differences in the parameters of tracked motor units in regards to given movement tasks. To assess the quality of chosen method for describing the muscle activity control on the level of motor units for further possible applications in the research and clinical environment. To summarize relevant knowledge acquired through the decomposition method of surface electromyography signal regarding the control of movement, motor unit activation and other relevant informations for clinical environment.

**Method:** Theoretical part of the work presents the decomposition method, the process of its evolution and its constituent parts in the context of electromyographic evaluation of muscles along with selected chapters of neuromuscular kinesiology on the level of motor units. The experimental portion of presented thesis was carried out on 12 probands in the age of 23,2 (+5,3) years, who were instructed to perform the selected movement tasks of single leg squat in two different conditions, with and without a light touch. EMG activity of vastus medialis was tracked during the movement tasks using a special electrode able to provide the signal in high enough quality for the decomposition method. The acquired data were then decomposed into its constituent motor units through the software from Delsys Inc. (Boston, USA) and statistically described through statistical analysis methods.

**Results:** The maximal and mean firing rate, especially when comparing motor units by their recruitment threshold was significantly higher in the single leg squat with light touch variation for the earlier recruited motor units. The maximal and mean amplitude did not show a significant difference between the used movement variations. The data reported almost similar values of mean and maximal amplitude across the movement variations. The quality of data, obtained through the decomposition method used for anisometric cyclic contractions reached levels required for its application for this specific type of muscle contraction and offers a

precise method for description of complex movements, such as single leg squats.

**Conclusion:** For the single leg squat with light touch, higher maximal firing rate can be seen in the observed motor units. Using the mechanism of the common drive, this observed result can be explained as a possible modulation of the firing rate used by the common drive to provide a smoother, more coordinated muscle contraction in the presence of better proprioceptive input. These findings enrich the knowledge regarding the motor control part of neuromuscular system interactions, specifically during complex movement situations. It can also be concluded that the decomposition method provides a high quality insight for the description of complex movement. The present work is one of only five studies regarding this topic on the world.

**Key words:** electromyography, decomposition, motor unit, squat, coordination



**Seznam zkratek:**

bpm – beats per minute (úderů za minutu)

CNS – centrální nervový systém

EMG - elektromyografie

sEMG – povrchová (surface) elektromyografie

dEMG – dekompoziční metoda elektromyografie

FP – frekvence pálení

mFP – maximální frekvence pálení

pFP – průměrná frekvence pálení

m. - musculus (sval)

max. - maximální

MJ – motorická jednotka

MUAP – motor unit action potential (akční potenciál motorické jednotky)

MUAPT – motor unit action potential train (sled akčních potenciálů motorické jednotky)

PF – patelofemorální

pps – pulses per second (pulzy za sekundu)

Sy – syndrom

TA – tibialis anterior

VM – vastus medialis

VL – vastus lateralis

# Obsah

1 ÚVOD.....	13
2 CÍLE PRÁCE.....	16
2.1 Hlavní cíl.....	16
2.2 Dílčí cíle.....	16
3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA.....	17
3.1 Vybrané svalové zásobení.....	17
3.2 Motorická jednotka.....	19
3.3 Mechanika svalové kontrakce.....	20
3.4 Elektromyografie.....	24
3.4.1 Elektromyografické vyšetření.....	24
3.4.2 Povrchové EMG vyšetření.....	25
3.4.3 Typ senzoru z hlediska elektrod.....	27
3.4.4 Kvalita EMG vyšetření.....	28
3.5 Dekompozice EMG signálu.....	29
3.5.1 Podklady dekompoziční metody.....	30
3.5.2 Komplikace dekompozice.....	32
3.6 Informace získané z dekompozice.....	33
3.6.1 Parametry motorických jednotek.....	34
3.6.2 Tvar akčního potenciálu.....	34
3.6.3 Frekvence pálení.....	35
3.6.4 Koaktivace motorických jednotek.....	35
3.6.5 Práh náboru.....	35
3.6.6 Průměr frekvence pálení.....	35
3.6.7 Sled pálení (MUAPT).....	36
3.7 Řízení motorických jednotek.....	36
3.7.1 Onion-skin scheme.....	36
3.7.2 Společné řízení.....	38
3.7.3 Vliv únavy na řízené svalové činnosti.....	39
3.7.4 Vliv rychlosti svalové kontrakce.....	40

3.7.6 Vliv typologie svalové činnosti.....	41
3.7.7 Vliv silového rozvoje.....	42
3.8 Podklady pilotní studie.....	43
3.8.1 Dekompozice dynamických kontrakcí.....	43
3.8.2 Využití dekompozice u PF syndromu.....	45
3.9 Volba parametrů testování.....	46
3.9.1 Testovací pohyb.....	47
4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	50
4.1 Výzkumné otázky.....	50
4.2 Hypotézy.....	51
4.3 METODOLOGIE VÝZKUMU.....	51
4.3.1 Popis zkoumaného souboru.....	51
4.3.2 Inkluzivní a exkluzivní kritéria.....	51
4.3.3 Průběh měření.....	52
4.3.4 Sběr a vyhodnocení dat.....	54
5 VÝSLEDKY.....	57
5.1 Motorické jednotky.....	57
5.2 Frekvence pálení.....	57
5.2.1 Maximální frekvence pálení.....	58
5.2.2 Dřep s lehkým dotykem.....	58
5.2.3 Dřep bez dotyku.....	59
5.2.4 Maximální frekvence dle typů MJ.....	60
5.2.5 Průměrná frekvence pálení.....	61
5.2.6 Dřep s lehkým dotykem.....	61
5.2.7 Dřep bez dotyku.....	62
5.2.8 Porovnání testovacích stereotypů.....	63
5.3 Amplituda.....	64
5.3.1 Maximální amplituda.....	64
5.3.2 Dřep s lehkým dotykem.....	64
5.3.3 Dřep bez dotyku.....	65

5.3.4 Průměrná amplituda.....	66
5.3.5 Dřep s lehkým dotykem.....	66
5.3.6 Dřep bez dotyku.....	67
5.3.7 Porovnání testovacích stereotypů.....	68
5.4 Souhrn výsledků.....	70
6 DISKUZE.....	71
6.1 Zhodnocení provedené studie k hypotéze č. 1 a č. 2.....	71
6.2 Porovnání sledovaných parametrů pro hypotézu č. 3.....	72
6.3 Syntéza získaných parametrů v kontextu řízení pohybu.....	75
6.4 Limitace studie.....	77
7 ZÁVĚR.....	79
8 SEZNAM CITOVANÉ LITERATURY.....	81
SEZNAM PŘÍLOH.....	92

# 1 ÚVOD

V posledních dekádách lze sledovat intenzivní rozvoj poznání ve světě medicíny, zejména díky technologickým pokrokům, které umožňují nahlížet na lidské tělo v mnohem větší hloubce, než tomu bylo během dosavadní novodobé historie. Dominantou jsou pak na tomto poli zkoumání v medicíně přístrojové zobrazovací metody, které využívají různých fyzikálních jevů pro zobrazení a zaznamenání procesů v lidském těle tak, aby z nich šlo získat podstatné informace jak do výzkumné, tak do klinické práce. Výzkumem získané poznatky typicky poskytují teoretická východiska pro klinickou praxi, ta je pak aplikuje a leckdy získává další otázky, na které opět další výzkumná činnost ideálně poskytne nové odpovědi. Paradoxem této situace je zpoždění při přenosu informací – výzkumem získané informace přicházejí do klinické praxe s dlouhým odkladem v řádu až dvou desítek let (Morris et al., 2011). Toto zpoždění může být mimo jiné způsobeno například nedostatečným vybavením klinických zařízení pro získání a využití poznatků získaných skrz moderní technologii. Je třeba také zohlednit zpoždění způsobené jazykovou bariérou, vzhledem k využití angličtiny jako hlavního prostředku ve vědeckém prostředí.

Mezi jednu z výzkumných i klinických metod navázanou na kvalitní, moderní vybavení je nová podoba elektromyografického vyšetření (EMG). Základem je povrchová varianta EMG (sEMG) vyšetření, které hodnotí přenos signálu v rámci svalu a jeho činnosti. Ačkoliv je metoda sama o sobě v klinické i výzkumné praxi již dlouho, moderní technologie ve formě jak hardware, tak software vybavení umožňují aplikaci na úrovni dříve skoro nemyslitelné. Speciálně vyvinuté matematické algoritmy a nové senzory poskytují vhled do práce pohybového aparátu na úrovni motorické jednotky – o řád níže, než tomu bylo doposud (De Luca et al., 2006). Tento znatelný skok v kvalitě získaných dat pak poskytl přelomové informace pro pochopení řízení svalového aparátu. Přestože je oblast řízení motoriky a generování pohybu stále složitá a málo popsána, díky práci z posledních dekád v oblasti elektromyografie se rozšířilo poznání o několik konceptů, které budou postupně popsány v rámci této práce. Metodou volby pro pochopení řízení pohybu je pak v kontextu této práce dekompozice elektromyografického signálu (dEMG).

Pokrok v oblasti elektromyografie lze demonstrovat na průběžném zlepšování právě metody dekompozice. Přestože se její počátky datují do konce minulého století, využití nachází tato metoda prozatím ve výzkumné praxi v rámci podrobného popisu řízení pohybu

(De Luca et al., 1994 a 2002). I přesto je ale její přínos neoddiskutovatelný – vznik, řízení a koordinace svalové kontrakce stále patří mezi oblasti se spoustou šedých zon, do kterých vidíme spíš méně než více. Na využití v klinickém prostředí dekompozice EMG signálu stále čeká, zejména díky náročnosti na hardware i software vybavení klinických zařízení, důvodů pro aplikaci lze ale najít mnoho. Od mnohem přesnějšího hodnocení pohybu při neurologickém a kineziologickém vyšetření, přes reakci na pooperační péči až po hodnocení pokroku u závažných neurologických onemocnění, možnosti využití jsou značné (Bashford et al., 2020; Žarković et al., 2021). Prozatím se ale musíme spokojit s aplikací ve výzkumu pohybového aparátu, kde je, jak bylo zmíněno, stále mnoho mezer v poznatcích.

Specifika pohybového aparátu poskytla dekompozici elektromyografického signálu několik překážek na cestě za získáním hodnotných informací o řízení pohybu. Některé z nich jsou společné pro samotné elektromyografické vyšetření, další z nich pak určují směr, kterým se ubírá vývoj této metody. V počátcích vzniku dEMG byly veškeré studie prováděny výhradně na izometrických, jasně ohraničených kontrakcích (Thomas et al., 1987; De Luca et al., 1996). Jejich lineárnost a předvídatelnost poskytla tehdejší technice relativní spolehlivost v rámci výzkumných protokolů a získaných dat. Tyto studie sloužily jako zdroje poznatků ohledně fungování pohybového aparátu, zároveň ale ověřovaly kvalitativní parametry dekompoziční metody EMG signálu. S vývojem prostředků pro dekompozici došlo v nedávných letech i k prvním pokusům v oblasti anizometrických, cyklických kontrakcí, jako je například chůze (De Luca, 2015). Tento přesun od izometrie byl nutností, vzhledem k vlastnostem pohybu v reálném prostředí. Objevila se ale nová úskalí, specifická pro dekompozici anizometrických kontrakcí, která je nutná překonat pro další pokrok. Dle znalosti autora je v současné době, při tvorbě této práce, k dispozici právě pět výzkumných protokolů, které sledují anizometrické cyklické kontrakce a tato práce je jednou z nich.

Dekompozice složitějších pohybových stereotypů podléhá podobným požadavkům jako u izometrických kontrakcí. Stěžejní je volba vhodného svalu, jehož činnost lze dobře sledovat pomocí povrchového EMG (LeFever & De Luca, 1982; Boe et al., 2005). Díky předchozím pracím s využitím dEMG jsou tyto svaly již popsány a volba je většinou na povrchově uložené struktury, jako je *m.interosseus dorsalis primus* (De Luca, 2010 a 2014), *m.tibialis anterior* (Erim et al., 1996; De Luca et al., 2010 a 2015; Oliveira & Negro, 2021; Yokoyama et al., 2022), *m.biceps brachii* (De Luca et al., 2015), *erector spinae* (Silva et al., 2017), mimické svaly (Pošusta & Otáhal, 2012) nebo *vastus lateralis* a *vastus medialis*

(Adam & De Luca, 2005; De Luca et al., 2010; Stock et al., 2014; Lindley, 2015; Aoyama et al., 2022; Orantes-Gonzalez et al., 2023). Pro pilotní výzkumy jsou tyto svaly vhodnou volbou, souběžně je vhodné, aby hodnocení jejich činnosti přineslo poznatky do terapie či diagnostiky specifických syndromů (Lindley, 2015). Pro kombinaci zmíněných hledisek byl v kontextu této práce zvolen vastus medialis, jehož klinickému významu se věnuje množství prací (Berger, 2011; Balcarek, 2014; Lindley, 2015). Přesto ale bylo prioritou popsání specifík svalové kontrakce tohoto svalu u zdravé populace.

Řízení motoriky zůstává stále vysoce atraktivní, ale nejasnou a složitou oblastí pro odborníky v oblasti výzkumu, medicíny či fitness. Poznání postupuje pomalu, po jednotlivých střípcích informací. Vzhledem k pilotní povaze si i tato práce kladla za cíl přinést nové poznatky o řízení svalové činnosti, která se prolíná každým aspektem života člověka. Nezávisle na úspěchu této ambice je ale nutné poukázat na nepochybný přínos metody samotné a všech, kteří se podíleli na její tvorbě. Dekompoziční metoda elektromyografického signálu urazila za poslední dekády velký kus cesty a její využití, zejména v klinickém prostředí s možnou aplikací pro široké spektrum pacientů, by mělo být hlavním cílem koordinované snahy specialistů v obou světech.

## **2 CÍLE PRÁCE**

### **2.1 Hlavní cíl**

Popsat řízení svalové práce vasti medialis na úrovni motorických jednotek při různých variantách pohybových vzorů s důrazem na koordinační nebo silovou činnost svalu.

### **2.2 Dílčí cíle**

Využít metodu dekompozice elektromyografického signálu u anizometrických cyklických kontrakcí a popsat její vhodnost pro toto využití v parametrech typicky sledovaných u dekompoziční metody.

Popsat rozdílné zapojení motorických jednotek během dominantně koordinační a dominantně silové činnosti dolních končetin.

Popsat případné rozdíly v taktice řízení motorických jednotek při dominantně koordinační a dominantně silové činnosti dolních končetin.

Poukázat na možné využití metody dekompozice elektromyografického signálu pro výzkumné i klinické účely.

Shrnout dosavadní poznatky získané dekompoziční metodou popisující řízení pohybu a poukázat na možné aplikace v klinickém a výzkumném prostředí.



### 3 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Vybrané kapitoly anatomie, biomechaniky a kineziologie poskytují úvodní vhled do zkoumané problematiky na úrovni motorické jednotky vybraného svalu spolu s přehledem trendů na poli výzkumu funkce stehenního svalstva, které tvoří podklad pro návrh samotného experimentu. Vzhledem k pilotní charakteristice výzkumu, kterému se věnuje praktická část této práce, je výše zmíněný vhled bez výrazných přesahů do klinické problematiky stehenního svalstva. Obsáhlejší část teoretického zázemí je pak věnována využívané metodě dekompozice elektromyografického signálu, souběžně s ní jsou prezentovány i nejnovější poznatky získané právě tímto způsobem, které přinášejí hlubší vhled do interakce svalového a nervového aparátu s důrazem na řízení pohybu.

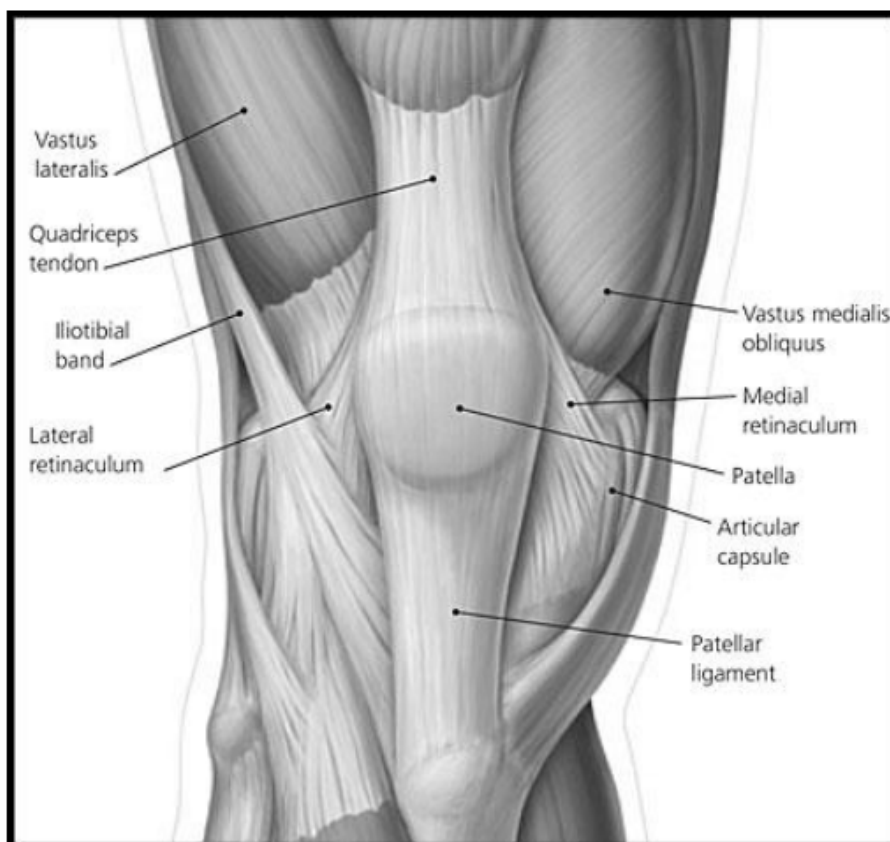
#### 3.1 Vybrané svalové zásobení

Vzhledem k potřebám dekompoziční metody EMG signálu byla volba vhodného svalu pro experimentální část této práce klíčová. Práce předchozích autorů se věnovaly prakticky výhradě velmi povrchově uloženým svalům – m. interosseus dorsalis (Nawab et al., 2010), biceps a triceps brachii (Nawab et al., 2010; De Luca et al., 2015), tibialis anterior (Nawab et al., 2010; De Luca et al., 2015), vastus lateralis a vastus medialis (Lindley, 2015; De Luca et al., 2015) či erector spinae (Silva, 2017). Z těchto poznatků vychází experimentální část této práce, pro kterou byl zvolen vastus medialis s ohledem na jeho výtěžnost pro dekompozici a zároveň pro jeho funkci při pohybovém stereotypu dřepu.

Vastus medialis patří mezi svaly s významným přesahem i do klinické praxe. Řadí se mezi extensory kolenního kloubu a zároveň mezi jeho stabilizátory. Pro tyto potřeby stojí za pozornost jeho distální část, označovaná jako m.vastus medialis obliquus (znázorněno na obrázku 1), jejíž vlákna inzerují na proximální polovinu vnitřního okraje pately, částečně i přímo do patelární šlachy (Olewnik, 2022). Díky lokalitě úponu pak dokáže vastus medialis stabilizovat česku v sulcus femoralis, konkrétně pak zabraňuje její lateralizaci (Lieb & Perry, 1968). Oproti distální části svalu pak jeho proximální porce více figuruje v generování síly pro extenzi kolenního kloubu. Přesto ale doména vastu medialis spočívá v kombinaci obou funkcí, oproti například vastu lateralis, který z hlediska úhlu a typu svalových vláken prezentuje více silově orientovaný sval, než je mediální vastus (de Souza et al., 2018).

Z popisu funkcí vasti medialis je patrné, že se jedná o sval s velkým vlivem na kinematiku kolenního kloubu. Kromě vlastní fázické funkce při extenzi kolene, při které působí v součinnosti s ostatními hlavami čtyřhlavého stehenního svalu, je třeba brát v potaz jeho vliv na stabilitu kolenního kloubu. V tomto kontextu patří mezi komplex svalů se stabilizační funkcí, jejichž souhra zajišťuje aktivní porci stabilizačních mechanismů kolenního kloubu (Véle, 2006). Díky této kombinované funkci a anatomickým souvislostem patří mezi svalové struktury, které mají stěžejní vliv na funkčnost kolenního kloubu. Jako oprávněná se pak jeví úvaha mnoha autorů, kteří se zaměřují na dysfunkci svalové souhry stehenního svalstva při různých poruchách kolenních kloubů – lze sem zařadit například patelofemorální syndrom (Lindley, 2015), patelární instabilitu (Balcarek et al., 2014), gonartrozu (Berger et al., 2011; Ghazwan et al., 2022) a další.

Obrázek 1 – *pravý kolenní kloub, pohled zepředu.*



Zdroj: Manske, 2008

Vastus medialis splňuje pro kolenní kloub současně obě své funkce – při jeho aktivaci vzniká síla nutná pro pohyb, tedy extenzi kolene, současně pak kvalita a časování této

aktivace ovlivňuje kvalitativní parametry pohybu kolenního kloubu, mezi které patří jeho trajektorie a výsledná stabilita, tedy odchylky pohybu v prostoru. Tyto odchylky se dají sledovat lokálně jako vychýlení kolenního kloubu při jeho propínání nebo globálně jako případná horší posturální stabilita celého těla, což se projeví případnými kompenzačními mechanismy a vychýlením dalších segmentů těla (Lindley, 2015).

Pozornost na vastus medialis je často upřena i díky zmíněnému významu tohoto svalu z hlediska klinické problematiky, tedy jeho roli v různých syndromech kolenního kloubu a okolí (Lindley, 2015). Tento zájem je zasloužen díky oběma rolím tohoto svalu, tedy fázičké i stabilizační. Pro hodnocení zapojení vasti medialis ve stabilizační roli je nicméně obtížné najít spolehlivou metodu, která by objektivně zhodnotila podíl práce, kterou tento sval vykonává právě pro splnění nároků kolenního kloubu na stabilizaci při různých pohybových a isometrických činnostech (Toumi et al., 2013). Nelehký úkol pak představuje popis parametrů svalové aktivace tohoto svalu, jejichž případná změna by mohla nést podíl odpovědnosti při konkrétních obtížích kolenního kloubu. Pro tyto potřeby je pak nejprve nutné popsat samotný mechanismus řízení stabilizace na co nejhlubší úrovni.

### **3.2 Motorická jednotka**

Pro hodnocení práce svalu je nutné popsat úroveň, na které se tato činnost odehrává v kontextu této práce. Základem je motorická jednotka (MJ), která vzniká spojením jednoho motorického neuronu a množstvím svalových vláken, která jsou ovládána přímo tímto motoneuronem. Popsání této funkční jednotky se datuje do 19. století k Charlesovi Sherringtonovi, který patří mezi hlavní průkopníky neurofyzologie (Richards, 2018). Právě díky jeho pozorováním byl poprvé popsán vztah mezi svalovými vlákny a nervovou soustavou, který byl v pozdějších letech ověřen. Jeden z hlavních poznatků získaných pozorováním činnosti svalů byla kolektivní aktivace skupiny svalových vláken, která odpovídá právě inervované oblasti svalu jedním motoneuronem. Dnes známe tuto skutečnost jako zákon „všechno nebo nic“, kdy při přenosu signálu motoneuronem dochází k synchronní aktivaci všech svalových vláken daného motoneuronu (Kaczmarek et al., 2015).

Z hlediska strukturálního lze popsat kontakt motorické jednotky mezi sarkolemou svalového vlákna s axonem alfa motoneuronu vycházejícího z předního rohu míšního daného segmentu v spojení nazvaném neuromuskulární junkce (Fontana, 2014). Spojení samotné je

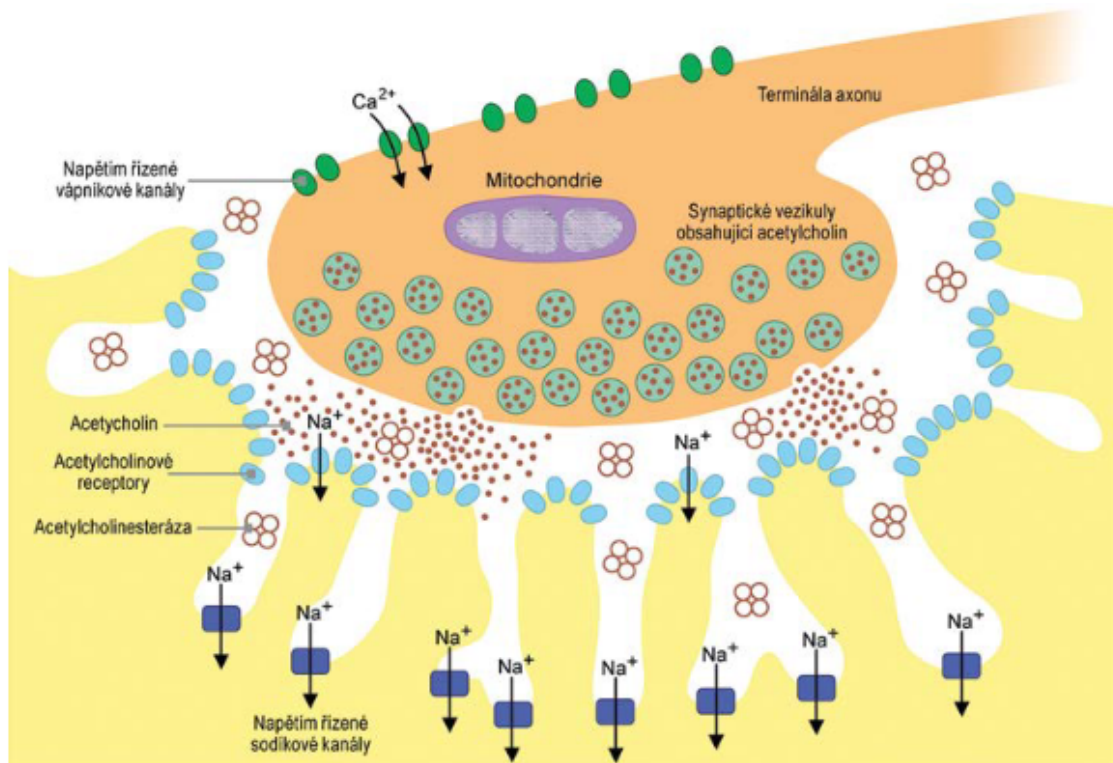
bezkontaktní, jak je znázorněno na obrázku 2, s mezerou mezi terminálním butonem axonu a sarkolemou, přenos signálu a změnu akčního potenciálu pak zajišťuje neurotransmiter acetylcholin (Dylevský, 2009). Jeho uvolnění skrz synaptickou štěrbinu na membránu sarkolemy, konkrétně na zde umístěné nikotinové receptory, zahajuje kaskádu vedení změny akčního potenciálu napříč částmi svalu, které jsou podřízené jednomu alfa motoneuronu. Počet svalových vláken navázaných na jeden alfa motoneuron se pohybuje od jednotek až do stovek (Basmajian & De Luca, 1985) a závisí na funkci – u svalů s lepší koordinací, důrazem na jemně motorickou činnost sledujeme menší počet svalových vláken ovládaných jedním motoneuronem, což typicky poskytuje větší možnost souhry jednotlivých částí svalu. Opačně pak větší počet svalových vláken navázaných na jeden motorický nerv obsahují svaly, jejichž dominantní činností je generování síly. Jedná se typicky o povrchověji uložené svaly s využitím během lokomoce či fázické činnosti končetin.

### 3.3 Mechanika svalové kontrakce

V rámci hodnocení záznamu svalové aktivity, který nám poskytuje EMG vyšetření, je vhodné nejprve popsat způsob, jak daný signál vzniká. Tento způsob hodnocení svalové kontrakce je na základní úrovni sledování cesty změny elektrického signálu, který prochází skrz struktury popsané v předcházející kapitole.

Při vzniku impulsu v alfa motoneuronu dochází k přenosu tohoto vzruchu skrz jeho vlákna do svalových vláken v místě nervosvalové ploténky, kde se nachází klidový potenciál  $-70\text{mV}$  (Richards, 2018). Šířící se signál mění tento potenciál na  $+40\text{mV}$  při jevu zvaném depolarizace. Následně dochází k postupu této změny napětí dále po svalových vláknech. Tyto změny potenciálu a jejich šíření se dají sledovat elektromyografií v případě umístění elektrody poblíž kontrahujících se svalových vláken. Specifický tvar změny potenciálu se nazývá akční potenciál motorické jednotky (muscle unit action potential, MUAP – viz obr. 3). Pro udržení svalové kontrakce dochází k násobnému aktivování svalových vláken a tedy k periodickému šíření výše popsaného vzruchu. V tomto případě pak popisujeme sled akčních potenciálů (motor unit action potential train, MUAPT) dané motorické jednotky.

Obrázek 2 - Schéma nervosvalové ploténky a příslušných dějů.

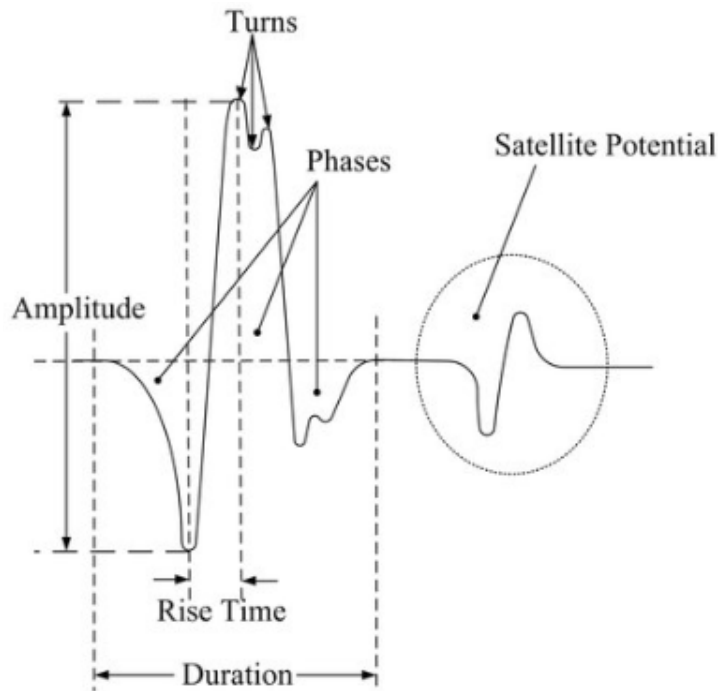


Zdroj: Vohánka, 2017

Šíření akčního potenciálu probíhá skrz vlákna pouze jedním směrem, zpět se nešíří. Tato skutečnost je zajištěna látkovou výměnou na úrovni neuromuskulární junctce a je reprezentována obdobím, během kterého nevzniká další vzruch. Tento časový úsek se nazývá refrakterní období a dělí se na relativní, kdy další vzruch může být vyvolán nadprahovým podnětem a na absolutní, kdy další vzruch nelze vyvolat. Refrakterní období trvá v řádech jednotek milisekund (Kaczmarek et al., 2015).

Výslednou svalovou aktivaci pak lze sledovat například čistě zrakem jakožto svalový záškub, případně jako jednolitou svalovou kontrakci. Pro déletrvající práci svalu je nutná superimpozice aktivace svalových jednotek, která se odehrává po potřebný časový úsek (Richards, 2018). Intenzita svalové kontrakce je pak závislá na množství aktivovaných svalových jednotek a konkrétním nastavení parametrů jejich práce. Počet aktivních MJ a modulace jejich frekvence pálení pak patří mezi základní možnosti nervového aparátu pro tvorbu potřebné síly (Erim et al., 1996).

Obrázek 3 - akční potenciál MJ a jeho parametry – amplituda, doba trvání, fáze.



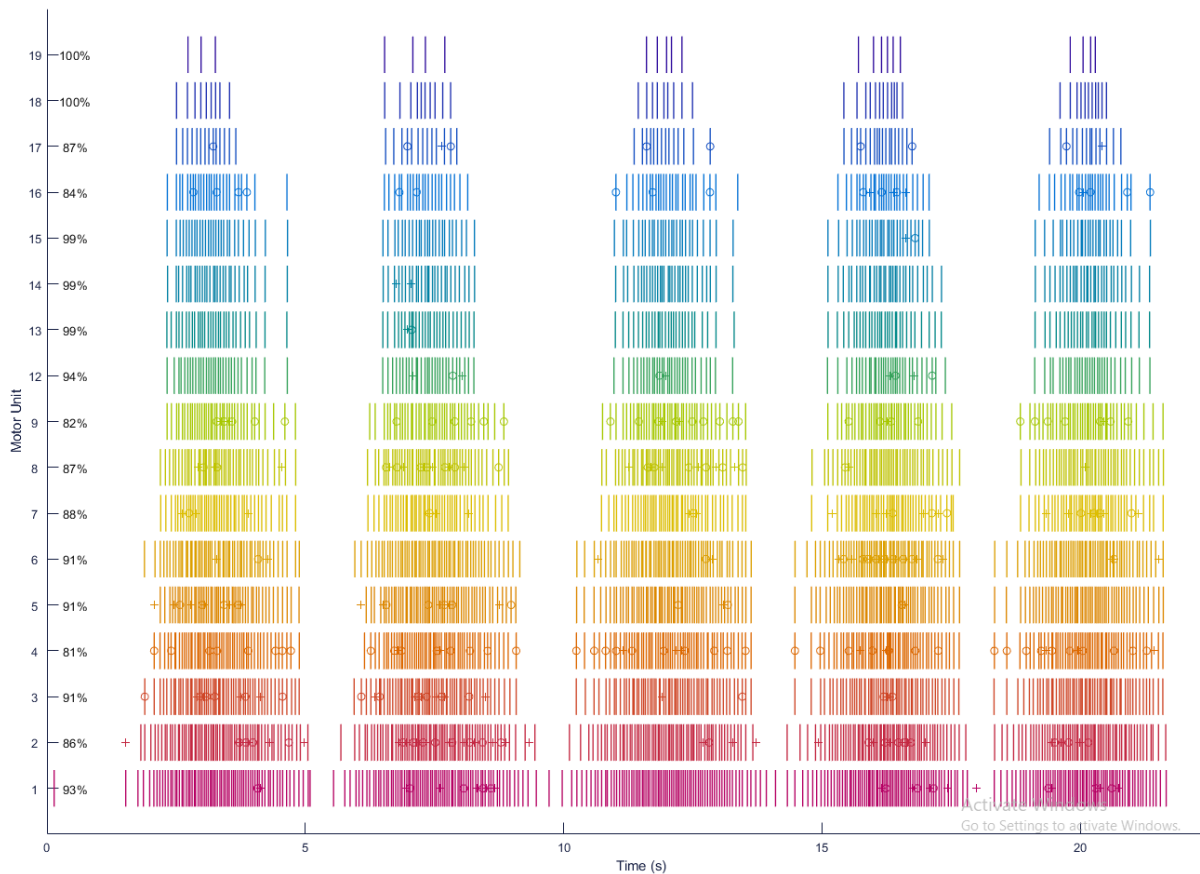
Zdroj: Göker, 2014

Aktivace motorických jednotek v rámci jednoho svalu probíhá dle specifické hierarchie, kdy se postupně aktivují jednotky se vzrůstající velikostí v rámci tzv. Hennemanova principu (Henneman, 1957). Tímto způsobem lze zároveň motorické jednotky dělit na menší MJ, vyznačující se déletrvajícím pracím s menší amplitudou, zároveň dochází k jejich náboru dříve, což je reprezentováno nižším prahem náboru těchto jednotek. Dřívější nábor značí, že dochází k aktivaci těchto jednotek při méně intenzivní práci svalů, tedy při menší poptávce. Oproti tomu jsou větší motorické jednotky, které se vyznačují větší amplitudou své práce trávající kratší časový úsek a práh jejich náboru je vyšší, k jejich zapojení dochází při více intenzivní práci svalů. V každém svalu pak nacházíme různý poměr těchto typů svalových vláken, typicky dle jeho převládající funkce (Richards, 2018).

Během kontrakce svalů, která trvá delší časový úsek (nejedná se tedy jen o záškub), dochází k průběžnému a kontinuálnímu aktivování motorických jednotek napříč celým svalem. V rámci této aktivace se dá sledovat počet „výstřelů“, tedy každé instance, kdy došlo k aktivaci dané motorické jednotky (viz obrázek 4). Tento poměr množství aktivací v čase se nazývá frekvence pálení (FP), v praxi se pak hodnotí počet aktivací motorické jednotky za

sekundu, což vyjadřuje průměrnou frekvenci pálení, čas mezi jednotlivými aktivacemi motorické jednotky se pak označuje jako mezipulsní interval.

Obrázek 4 - frekvence pálení motorických jednotek. Každá motorická jednotka je odlišena barevně, v závislosti počtu aktivací za čas je znázorněná každá instance aktivace dané motorické jednotky.



Data jsou uvedena v poměru jednotlivých motorických jednotek (včetně hodnoty přesnosti motorické jednotky) k času (sekundy). Zdroj: modelace autorem v programu Neuromap explorer

Vlastní svalová práce, tedy kontrakce a její parametry, se odvíjí od koordinace práce motorických jednotek. Při vzrůstajícím nároku na práci svalů sledujeme vzrůstající počet aktivovaných motorických jednotek v závislosti na jejich prahu náboru (od menších jednotek s nižším prahem až po větší jednotky s vyšším prahem), současně pak dochází k zvyšování frekvence pálení již zapojených motorických jednotek, recipročně tedy dochází ke snížení mezipulsního intervalu u aktivovaných motorických jednotek. Za zmínku stojí, že v běžných situacích sledujeme zvýšení frekvence pálení nejprve u dříve aktivovaných motorických

jednotek (Richards, 2018). Podrobnější popis jednotlivých parametrů motorických jednotek a způsob jejich aktivace bude popsán později.

### **3.4 Elektromyografie**

Hlavní funkcí svalu je generování síly za určitým účelem, například pohnutím části těla, stabilizací segmentu či rozkladem zevních působících sil. Přestože na makroskopické úrovni je způsob řízení konkrétního pohybu velice složitý proces, který ovlivňuje velké množství proměnných (Véle, 2006), na úrovni jednotlivého svalu dokážeme popsat vztah výsledné práce a zapojení určitých částí svalu. Pro tyto účely sledujeme poměr mezi svalovou aktivací, tedy počtem aktivních motorických jednotek a jejich specifickými parametry, a výslednou prací, kterou lze vyjádřit silou vytvořenou svalovou kontrakcí. Celou souhru lze tedy rozdělit na požadovaný výsledek (velikost generované síly), procentuální aktivaci svalu a množství aktivovaných motorických jednotek a jejich parametrů. Vzhledem k míře dalších proměnných, které ovlivňují výsledný proces ve smyslu makroskopicky sledovaného pohybu, poskytuje hodnocení svalové aktivity pouze dílčí část informací. Způsob získu těchto informací pak reprezentuje mimo jiné právě elektromyografie.

#### **3.4.1 Elektromyografické vyšetření**

Pro sledování elektrického signálu v rámci EMG vyšetření dnes sledujeme dvě majoritní metody, a to sice povrchovou a intramuskulární variantu (Richards, 2018). U povrchového typu elektromyografie se využívá umístění elektrody nebo kombinace elektrod na pokožce nad sledovaným svalem (schéma je znázorněno na obrázku 5). Intramuskulární varianta pak využívá umístění elektrody do svalu, typicky skrz tenkou jehlu, kde zaznamenává probíhající aktivitu. Rozdíl je pak jednak v kvalitě signálu, kde shledáváme informace získané jehlovým EMG jako přesnější vzhledem k eliminaci různých interferencí z pokožky a okolí, nevýhodou je ale invazivnost a dyskomfort dané metody pro pacienta (Richards, 2018). V rámci zlepšení kvality povrchového EMG je v jednom použitém senzoru použito více elektrod pro zpřesnění zaznamenávaného signálu a filtrování zmíněných interferencí (Nawab et al., 2010). Pro tyto potřeby bývá součástí senzoru referenční elektroda. Experimentální část této práce pak využívá specializovaného senzoru pro povrchové EMG, proto bude tomuto způsobu věnována pozornost i v teoretické části.



### 3.4.2 Povrchové EMG vyšetření

Při sledování aktivity svalu, který je uložen relativně povrchově a nepřekrývá jej vrstva jiného svalstva, je využití povrchové varianty EMG vhodné pro svou nenáročnost a neinvazivnost. V dnešní době sledujeme již výrazně pokročilé metody jak v oblasti hardware, tak software, které zlepšují kvalitu získaných informací při zachování komfortu pro probanda či pacienta. Vysokovýtěžné povrchové EMG tak patří mezi preferovanou metodu pro sběr dostatečně kvalitního signálu, který potřebuje dekompoziční metoda (Richards, 2018).

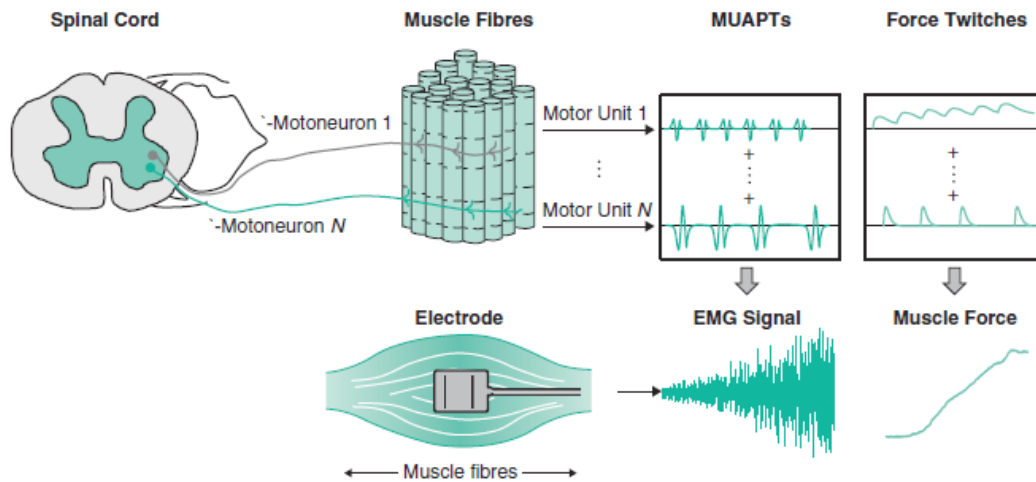
Z hlediska hardware se popisuje senzor, který se přikládá na pokožku pacienta a vlastní zařízení, které přijímá signál ze senzoru a posílá ho do uživatelského rozhraní pro grafické a další znázornění nálezu. Díky pokroku technologií dnes není problém sledovat přenos ze senzoru v přímém čase včetně všech potřebných úprav pro zlepšení kvality záznamu a jeho vyhodnocení. Tato skutečnost má význam jak pro klinickou, tak výzkumnou praxi – záznam v reálném čase umožňuje výrazně přesnější vyhodnocení EMG signálu v kontextu práce pohybového aparátu. Můžeme tedy například sledovat změnu signálu při změně pozice či aktivace svalů probanda po korekci apod. (Richards, 2018).

Volba komponent hardware je klíčová zejména při volbě senzoru, který nese elektrody. Počet a rozmístění elektrod určuje kvantitativní i kvalitativní hledisko nabraných dat, která jsou posléze vyhodnocena. Kvalitativní hledisko podmiňuje věrohodnost získaných dat, což si lze představit jako procentuální pravděpodobnost, že získaná část signálu odpovídá jedné motorické jednotce a nedochází k záměně za jinou či za interferenci okolního rušení (De Luca et al., 2006). Kvantitativní část pak určuje množství informací, které můžeme použít ke zpracování, v našem případě množství získaných motorických jednotek a jejich parametrů, které jsou potřebné k identifikaci jednotlivých motorických jednotek. Podrobněji o tomto procesu pak pojednává kapitola o dekompozici EMG signálu.

Z hlediska senzoru lze popsat několik klíčových parametrů, konkrétně se jedná o počet elektrod, jejich rozmístění a vzdálenost od sebe. Tyto parametry jsou určující pro kvalitu získaného signálu, množství svalových vláken, z kterých senzor přijímá signál a možnost rušení tohoto signálu z okolních svalů či jiných elementů. Kromě počtu elektrod ještě rozlišujeme vybavení elektrody z hlediska amplifikace. Novější varianty elektrod jsou takzvaně aktivní, tedy nesou vybavení pro amplifikaci signálu v sobě a přenos je rovnou signálu zesíleného, připraveného k vyhodnocení. Důvodem je samotná úroveň napětí

registrovaná skrz elektrody, která je velmi nízká. Dochází tedy k amplifikaci, neboli zesílení, zaznamenávaného signálu 1000krát až 10000krát. Zároveň na úrovni hardware dochází k filtrování signálu na úroveň 20 až 450 Hz. Důvodem je odstranění možných artefaktů vznikajících díky okolnímu hluku či například interference z jiných zdrojů v okolí (Richards, 2018).

Obrázek 5 - schéma přenosu a zaznamenání signálu v motorické jednotce.

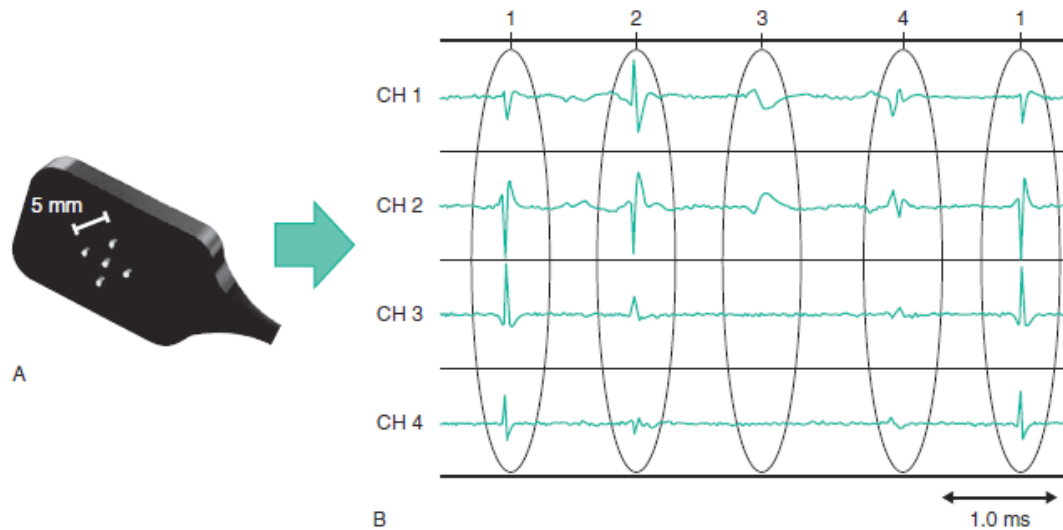


Zdroj: Richards, 2018

### 3.4.3 Typ senzoru z hlediska elektrod

Vlastní EMG systém je součástí hardware složky EMG vyšetření. Hlavní částí je přístroj zaštiťující příjem signálu ze senzorů, zároveň zprostředkovává komunikaci s uživatelským rozhraním, typicky ve formě počítače. Jedná se v dnešní době majoritně o bezdrátový systém, jehož výhodou je větší volnost uživatele z hlediska pohybu při vyšetření, nutností je samozřejmě vysoká kvalita přenosu dat, aby byl záznam dostatečně věrohodný.

Obrázek 6 - pokročilý EMG senzor přijímající 4 kanály EMG signálu, který je následně využit pro dekompozici.



Grafické znázornění vyjadřuje 4 samostatné kanály, tedy elektrody, označené jako CH 1 až CH 4, které v čase (v milisekundách) zaznamenávají aktivitu přiřazenou motorickým jednotkám. Zdroj: Richards, 2018

Další součástí, přímo spojenou s hlavním přístrojem, jsou senzory, které dané EMG zařízení obsahuje v určitém počtu a typu. Senzor je nositelem elektrod, které sledují nervové vzruchy v podkoží a sbírají data pro vlastní EMG signál, který pak můžeme sledovat skrz uživatelské rozhraní. V rámci jednoho senzoru tedy sledujeme určitý počet elektrod v určité topologické konfiguraci vůči sobě, aby došlo k získu největšího a nejvíce kvalitního signálu. Pro tyto účely se typicky používá bipolární konfigurace senzoru, tedy dvě elektrody s posunem 1cm vůči sobě (De Luca et al., 2011). Tato vzdálenost je konstantní, zajištěna fixní pozicí elektrod na senzoru a vede k minimalizaci nablábnutí nechtěného signálu z jiných svalů (tento jev se označuje jako crosstalk), zároveň poskytuje konzistenci amplitudy signálu (Richards, 2018). Novější senzory už ale často mají komplikovanější stavbu, v rámci získu signálu dostatečné kvality nutné pro jeho dekompozici je typické postavení 4 elektrod s 5mm posunem vůči sobě a integrovanou referenční složkou (De Luca et al., 2015). Tato kombinace je sestavena s ohledem na vysokou výtěžnost EMG signálu (viz obrázek 6).

### 3.4.4 Kvalita EMG vyšetření

Základní předpoklad věrohodného EMG záznamu je jeho kvalita. Pro vyjádření kvality záznamu se standardně používá poměr signálu a hluku, který vyjadřuje poměr

vlastního signálu nervového vzruchu vůči nežádoucím artefaktům, interferencím a jiným způsobům ovlivnění získaných dat. Mezi původce hluku patří elektrochemická interakce na úrovni kůže – senzor, která se dá sledovat vznikem signálu při relaxovaném svalu, dále pak termické vyzařování senzoru. Přestože tepelné vyzařování vzniká vždy a je ovlivnitelné pouze filtrováním signálu, interference na kožní úrovni ovlivnitelná je a její zohlednění patří mezi nutné části průběhu vlastního EMG vyšetření. Pro tyto účely je nutností pečlivá příprava pokožky. Jedná se o důkladné vyčištění, vydesinfikování, odstranění chlupů a odumřelých zbytků pokožky, aby byl zisk dat senzorem s co nejmenší ztrátou z hlediska interakce prostředí. Nedílnou součástí je i kvalitní připevnění senzoru k pokožce, aby nedocházelo ke změně pozice při pohybových úkonech probanda. V tomto kontextu je kvalita interakce senzor-pokožka stěžejní pro výsledek vyšetření.

Další možnosti ovlivnění kvality získaného signálu při EMG je na úrovni aplikace senzoru. Základně se jedná o volbu typu a kvalitu konkrétního čidla, čemuž byly věnovány předcházející odstavce. Další podstatné hledisko je umístění senzoru na pokožku a příprava pokožky samotné. Pro standardizaci tohoto procesu jsou popsány preferované lokality na vybraných svalech, kam je doporučeno umístit senzor pro nejvyšší kvalitu získaného signálu (Zaheer et al., 2012). Vedle výběru lokality pro umístění senzoru na specifický sval je popsána i orientace senzoru vůči průběhu svalových vláken, vše pak v kontrastu ke specifické konstelaci elektrod. U novějších modelů EMG senzorů, které jsou využívány speciálně pro zisk signálu v dostatečné kvalitativní úrovni pro dekompozici, tato starost odpadá pro jejich stavbu. V rámci kompaktibility hardware a software složek zařízení pro dekompozici EMG signálu je stavba senzoru provedena s ohledem na zisk nejlepšího možného signálu.

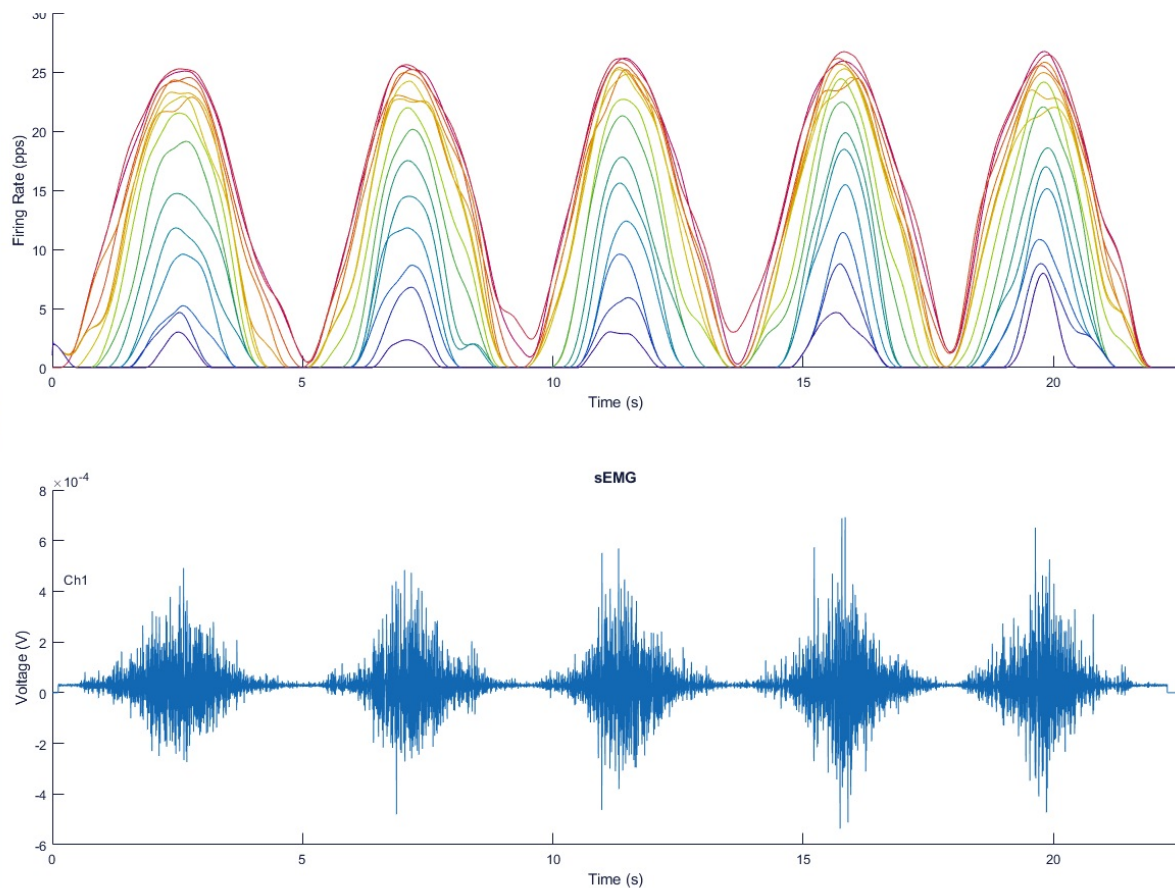
Vývoj senzorů pak reprezentuje podstatná hlediska pro kvalitu signálu. Pro potřeby dekompozice se jedná o senzor, který je typicky bezdrátový, aby nedocházelo k možným artefaktům z hlediska pohybu senzoru vůči pokožce tahem kabelu, zároveň tato varianta umožňuje výrazně vyšší pohybovou svobodu probanda.

### **3.5 Dekompozice EMG signálu**

Při EMG vyšetření dochází k několika kvalitativním změnám získaných dat, mezi které patří i samotný proces dekompozice pro zisk popisu aktivity jednotlivých motorických jednotek. Prvotně získaný EMG signál je v tzv. „surové“ podobě (raw EMG), která

reprezentuje souhrn elektrického napětí vyskytujícího se v dané části svalu, kde se nachází senzor. Tento záznam je po jeho získání potřeba upravit pro snazší interpretaci informací, vzhledem k jeho relativní nepřehlednosti – surové EMG zobrazuje hrubý souhrn elektrického signálu včetně všech artefaktů a vlivů vlastního elektrického zařízení, které tento signál získává. Mezi varianty zpracování tohoto signálu patří například rektifikace (eliminace nebo převrácení negativních hodnot), vyhlazení (typicky se využívá vyhlazení pomocí střední kvadratické hodnoty). V současné době je pak další variantou pro úpravu EMG signálu dekompozice (porovnání vůči hrubému záznamu je na obrázku 7).

Obrázek 7 - porovnání záznamu hrubého EMG se znázorněním signálu v čase (dole) s již dekomponovaným záznamem frekvence pálení v čase získaných motorických jednotek (nahore).



Data jsou uvedena v poměru frekvence pálení (počet pulzů za sekundu, pps) a času (sekundy) pro horní záznam, v proudu (volty) vůči času (sekundy) pro dolní záznam. Zdroj: modelace autorem v programu Neuromap explorer

Varianty zpracování EMG signálu mají za cíl usnadnit a zpřesnit získání informací z vlastního měření. Současně, jako v případě dekompozičních metod, umožňují získání konkrétních informací pro další použití v klinické i výzkumné praxi – elektromyografie poskytuje různé informace pro obě tyto oblasti.

### 3.5.1 Podklady dekompoziční metody

Dekompozice, jak už samotný název napovídá, spočívá v rozložení získaného EMG záznamu na jednotlivé dílčí složky, reprezentující motorické jednotky. Nutný předpoklad pro tento typ úpravy je získání dostatečně kvalitního signálu z EMG měření a adekvátní přístrojové vybavení. V současné době se jedná o metodu využívanou majoritně ve výzkumném prostředí právě díky náročnosti na technickou vybavenost. Pro spolehlivé využití dekompozice je třeba speciální sestava elektrod, přijímací stanice a specifický software, který dekompozici provádí.

Samotná procedura spočívá v získání více EMG záznamů z jedné oblasti, které jsou vůči sobě topicky a časově posunuté. Pro tyto účely byly vyvinuty první senzory na bázi intramuskulárních jehel již v počátku 80. let minulého století různými týmy (LeFever & De Luca, 1982; Mambrito & De Luca, 1984; McGill & Dorfman, 1985), které zachycovaly 3 simultánní rozdílné EMG signály z jedné oblasti, popisující stejnou svalovou kontrakci. Díky tomuto nastavení pak byla možná dekompoziční procedura, které dokázala popsat až 9 současně aktivních motorických jednotek s přesností 65%. Přesnost v tomto kontextu označuje procentuální pravděpodobnost pravosti každé naměřené motorické jednotky. Skrz postupné modifikace dosahovala tato konkrétní metodika až 85% přesnosti, přesto ale nedošlo k jejímu masivnímu zavedení díky komplikacím, které se vztahují k jehlové variantě EMG (Contessa et al., 2016; Richards, 2018).

Technologický pokrok poskytl o několik dekad později zázemí pro výrazné zlepšení této metody. Systém, vyvinutý týmem De Lucy a Nawaba (2006, 2010), využívá pro potřeby dekompozice specifický senzor o ploše 5x5mm sestávající z 5 elektrod. Měření pak zachycuje 4 současné záznamy z velice malé plochy. Tato sestava je pro dekompozici stěžejní; elektrická aktivita stejných motorických jednotek je zaznamenána skrz všechny 4 elektrody, ale díky orientaci a umístění elektrod bude tvar výsledného záznamu na každé elektrodě jiný. Dekompoziční algoritmus pak tuto skutečnost využívá pro odlišení jednotlivých motorických jednotek, které dohromady tvoří celý EMG záznam zachycený senzorem.

Metoda dekompozice EMG signálu vyžaduje poměrně kvalitní záznam, který současně obsahuje vysoké množství dat reprezentujících svalovou práci. Tyto předpoklady

jsou nutné pro přesné popsání a sledování motorických jednotek. V rámci výzkumné činnosti je pak toto zohledněno volbou vhodných svalů, které se nacházejí na dobře dostupných místech a nejsou překryty větší vrstvou podkožního tuku, což by zhoršovalo kvalitu získaného signálu. Často lze tedy sledovat mezi svaly první volby pro výzkumnou činnost s využitím dekompozice m.interosseus dorsalis (De Luca et al., 1996 a 2010), m.biceps brachii (De Luca et al., 2010, 2015) nebo vastus medialis a vastus lateralis (Lindley, 2015; De Luca et al., 2015). Pro potřeby EMG měření jsou pak popsány preferované lokality pro umístění elektrod na tyto a další svaly pro zajištění vhodné kvality získaného signálu (Zaheer et al., 2012; Lindley, 2015; Pošusta & Otáhal, 2012).

### 3.5.2 Komplikace dekompozice

Přestože se jedná o velice pokročilou metodu, která prošla řadou úprav a vylepšení, dekompozice EMG signálu se i nadále potkává s řadou překážek. Mezi hlavní z nich patří řešení superpozice záznamů jednotlivých motorických jednotek. Jedná se o jev, při kterém se signály aktivity jednotlivých MJ vyskytují ve stejném časovém úseku a slévají se tak dohromady, což výrazně komplikuje možnost jejich separátního rozpoznání. Pro řešení této komplikace došlo jednak k navýšení počtu elektrod, které zachycují EMG signál, což poskytuje větší množství dat pro specifitější popis každé motorické jednotky (De Luca et al., 2010). Dalším krokem bylo zdokonalení vlastního dekompozičního algoritmu. Zásobením velkého množství umělých a pravých záznamů aktivity motorických jednotek byla výrazně zlepšena citlivost programu pro dekompozici (De Luca et al., 2006). Současný software pro dekompozici zvládá sledovat až 50 separátních motorických jednotek s přesností dosahující 95% (Nawab et al., 2010). Množství zachycených motorických jednotek a přesnost se liší dle konkrétního svalu nebo umístění elektrod, v některých případech může dosahovat až 98% (Silva et al., 2017).

Mezi další komplikace patří aplikace na anizometrické kontrakce. Oproti izometrickým kontrakcím, kde zůstává délka a tvar svalu relativně beze změny, což znamená konstantní pozici senzoru vůči svalu, u ostatních typů kontrakcí dochází k změně tvaru svalu během činnosti. Vztah svalu a pozice senzoru je klíčový pro identifikaci jednotlivých motorických jednotek dekompozicí – algoritmus může s velkou pravděpodobností očekávat nábor stále stejných MJ. Anizometrické kontrakce pak představují pro algoritmus náročnou a specifickou výzvu díky změně relativní pozice senzoru vůči svalu během kontrakcí. Náročnost tohoto

procesu dobře demonstruje dosavadní práce od De Lucy & Contessa (2015), která pracují s nižším počtem motorických jednotek, než tomu bylo u izometrických kontrakcí. Díky kontinuálnímu zdokonalování jak hardwaru, tak softwaru pro dekompozici jsou ale i tyto motorické jednotky sledovány s vysokou přesností 90-93% (De Luca & Contessa, 2015).

Vzhledem k vysoké náročnosti na hardware i software bylo doposud zhotoveno jen několik studií sledujících cyklické anizometrické kontrakce. První z nich vznikla v roce 2015, kdy tým De Lucy sledoval m.biceps brachii při opakované flexi lokte, m.tibialis anterior a vastus lateralis pak byly hodnoceny během stereotypu chůze. V rámci těchto cyklických kontrakcí se pohyboval počet sledovaných motorických jednotek od deseti pro biceps brachii a vastus lateralis až po osmnáct pro tibialis anterior, jako hranice přesnosti byla určena 85% pravděpodobnost. Ačkoliv byly tyto parametry posléze překonány, včetně našeho výzkumu, jednalo se o přelomovou práci, která demonstrovala schopnost dekompoziční metody sledovat a popsat motorické jednotky u cyklických anizometrických kontrakcí in vivo při běžných pohybových činnostech.

### **3.6 Informace získané z dekompozice**

Oproti běžnému EMG, které poskytuje data na úrovni svalu ohledně míry jeho aktivace a časových parametrů kontrakce, dekompozice umožňuje popisovat svalovou práci o úroveň hlouběji, z hlediska motorických jednotek. Mezi základní sledované parametry, které hodnotí úspěšnost měření, patří počet identifikovaných motorických jednotek a přesnost jejich popisu. Pro výzkumné účely se typicky používá práh přesnosti 90% a více (Lindley, 2015), standardní počet MJ získaných měření se pak liší podle typu kontrakce a sledované svalové činnosti, pro anisometrické kontrakce se jedná o alespoň osm až deset věrohodně popsanych motorických jednotek (De Luca & Contessa, 2015).

Využití a aplikace poznatků získaných EMG vyšetřením doposud poskytovala majoritně vzhled do časování aktivace svalu a do poměru aktivace a produkované síly. Způsob určení spočíval v zjištění maximální volní kontrakce daného svalu, která byla získána maximálním izometrickým odporovým testem, analyticky pro daný sval. Posléze se pak dá určit adekvátní síla pro různou variantu poměru maximální kontrakce daného svalu. Rozdíly svalové aktivace pro získání různé síly jsou pak právě na úrovni motorických jednotek, konkrétně v množství aktivních motorických jednotek při dané kontrakci a v jejich frekvenci



pálení. Při sledování svalové činnosti na lokální úrovni jsou to právě tyto parametry, které může upravovat nervový systém při produkci síly (Richards, 2018). Změny v řízení motorických jednotek pak sledujeme například při únavě svalového aparátu, kdy dochází ke změnám v aktivaci a parametrech motorických jednotek (Stock et al., 2012). Pro tyto údaje je potřeba právě dekompozice EMG signálu, která dokáže sledovat tak hlubokou úroveň svalové práce.

Jak bylo podrobně popsáno, pro hodnocení konkrétních parametrů motorických jednotek je dEMG vhodná metoda, kterou lze jen těžko nahradit. Protože se ale jedná o poměrně novou metodu, zejména v kontextu aplikace u dynamických anizometrických kontrakcí, kde do současné doby nacházíme počet prací v řádech nízkých jednotek, množství získaných dat není velké. Toto platí obzvlášť při aplikaci na specifické výzkumné či klinické otázky, jako je například rozdílná aktivace při bolestivých syndromech, při různé rychlosti kontrakce či svalové únavě apod. Pilotní výzkumy doposud poukázaly na možné rozdíly v parametrech aktivovaných motorických jednotek v závislosti na rychlosti pohybu (Oliveira & Negro, 2021; Orantes-Gonzalez et al., 2023), typu kontrakce nebo délky svalu (Aoyama et al., 2022; Thomas et al., 1987). Tyto změny ale stále spadají pod racionální řízení aktivace motorických jednotek v kontextu nadřízených vlastností neuromuskulárního aparátu, které budou popsány dále.

### **3.6.1 Parametry motorických jednotek**

Po přesném identifikování jednotlivých motorických jednotek z EMG měření jsou k dispozici konkrétní analytické údaje. Tyto parametry popisují základní vlastnosti každé jednotky, kam patří individuální tvar, neboli grafické znázornění akčního potenciálu, frekvence pálení (počet pulsů za vteřinu), práh náboru (aktivace a deaktivace). Při grafickém znázornění lze pak popsat sled aktivací (firing train) motorické jednotky a interpulsní interval. V rámci dekompozice lze tyto údaje získat a sledovat napříč různými typy kontrakcí a pohybových činností, jak bude znázorněno v dalších kapitolách.

### **3.6.2 Tvar akčního potenciálu**

Tvar akčního potenciálu motorické jednotky (MUAP shape) označuje specifický, unikátně přiřazený grafický popis práce motorické jednotky, který je získán skrz dekompozici

EMG signálu. Získané tvary reflektují velikost motorické jednotky, kdy později aktivované motorické jednotky mají výrazně větší amplitudu a tedy i grafické znázornění. Se vzrůstajícím silovým nárokem pak dochází k aktivaci motorických jednotek obsahujících více svalových vláken, což reflektuje právě tvar akčního potenciálu.

### **3.6.3 Frekvence pálení**

Frekvence pálení (firing rate) popisuje počet akčních potenciálu dané motorické jednotky za sekundu, tedy kolikrát došlo k její aktivaci při sledované kontrakci. Typicky se vyjadřuje v pulzech za sekundu a patří mezi podstatné vlastnosti pro hodnocení svalové práce. V kontextu popisu a dělení motorických jednotek sledujeme vyšší rychlosti pálení u MJ s dřívějším práhem náboru, později aktivované motorické jednotky pak mají typicky nižší rychlost pálení. Tento jev je popsán jako Onion skin scheme a bude detailněji znázorněn později.

### **3.6.4 Koaktivace motorických jednotek**

Při zisku více motorických jednotek z jednoho měření je výstup z dekompozičního softwaru grafické znázornění souhrné aktivity motorických jednotek v čase. Mezi popisované parametry zde patří posloupnost náborů jednotlivých MJ, jejich frekvence pálení a sled pálení.

### **3.6.5 Práh náboru**

Recruitment treshold, neboli práh náboru, znázorňuje přesné místo na časové ose svalové kontrakce, kdy dochází k první aktivaci dané motorické jednotky. Zároveň se popisuje i de-recruitment treshold, tedy práh poslední aktivace. Typicky sledujeme vztah mezi práhem náboru a frekvencí pálení motorických jednotek, tento fenomén bude popsán dále. Velice základně platí, že dříve aktivované motorické jednotky (tedy s dřívějším práhem náboru), mají zároveň pozdní výskyt poslední aktivace.

### **3.6.6 Průměr frekvence pálení**

Tento parametr motorické jednotky byl již popsán a reprezentuje množství aktivací dané MJ za jednotku času, typicky sekundu. Při náboru více motorických jednotek jej pak lze

využít, v rámci grafického a statistického znázornění, pro rámcový popis konkrétní svalové práce. Frekvence se typicky pohybuje od 5 do 35 pulsů za sekundu, motorické jednotky se pak dají rozdělit do skupin právě dle jejich průměrné frekvence pálení.

### **3.6.7 Sled pálení (MUAPT)**

Jedná se o znázornění všech instancí, během kterých došlo k aktivaci dané motorické jednotky během sledovaného intervalu práce svalu. Typické znázornění je skrz vertikální instance na horizontální časové ose, kdy každý záznam vyjadřuje jednu aktivaci, prostor mezi aktivacemi pak znázorňuje interpulsní interval, tedy dobu od jedné aktivace k další.

## **3.7 Řízení motorických jednotek**

Přestože historie využití EMG pro výzkum sahá až do počátků 20. století, stále nepanuje jednotný konsenzus ohledně způsobu, jakým je voleno a řízeno aktivování jednotlivých motorických jednotek pro vznik požadované práce. První získané poznatky díky stimulaci nervů pod anestezií z minulého století (Eccles et al, 1958; Kernell, 1963) poukazyvaly na vztah mezi frekvencí pálení a prahem náboru motorických jednotek, přičemž později aktivované motorické jednotky měly mít vyšší frekvenci pálení. Výzkum s využitím lidských probandů od jiných autorů ovšem přinesl opačné poznatky (LeFever & De Luca, 1982; Person & Kudina, 1972; Tanji & Kato, 1973).

Ačkoliv dostupné informační zázemí o modulování parametrů motorických jednotek pro konkrétní pohybové úkoly není zatím obsáhlé, některé mechanismy se daří opakovaně popisovat. Následující kapitoly se budou věnovat popisu právě těchto mechanismů, které se prolínají napříč studii využívajícími dekompozice EMG signálu a poskytnou ideálně vhled do současného stavu poznání.

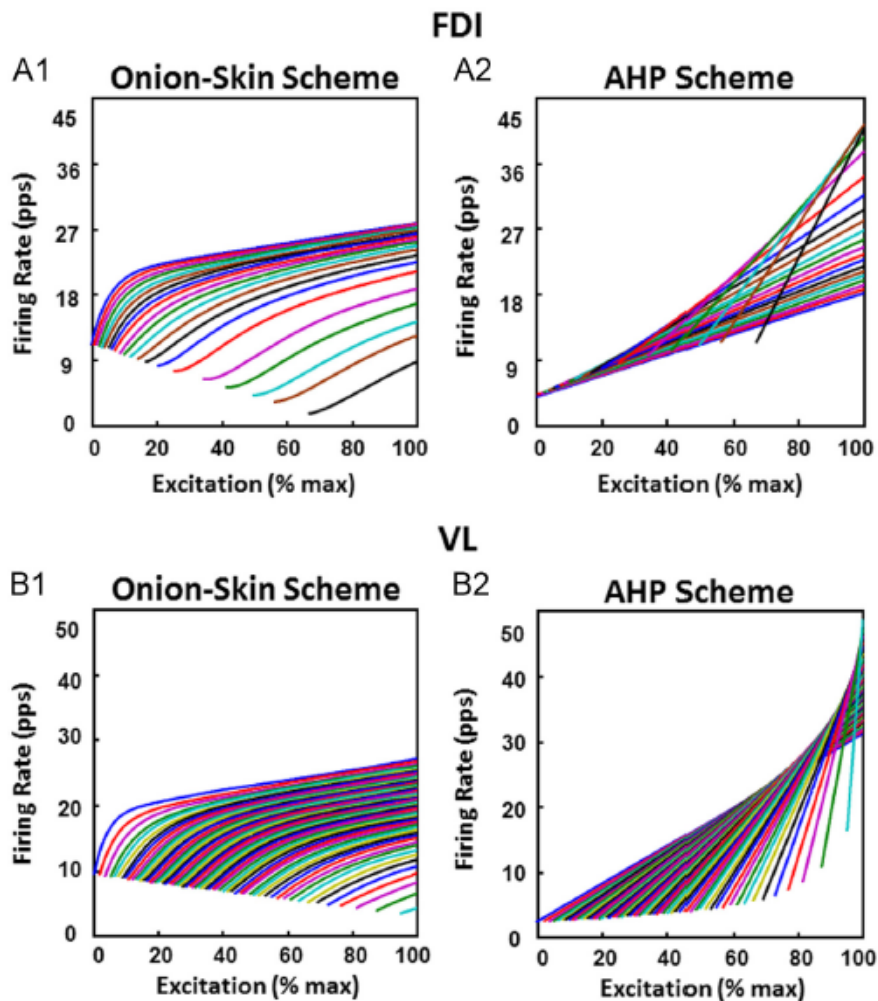
### **3.7.1 Onion-skin scheme**

Empirické výzkumy z minulého století určovaly vztah mezi velikostí a frekvencí pálení motorických jednotek na základě experimentů využívajících stimulaci axonů u koček pod anestezií (Eccles et al., 1958; Kernell, 1965). Při této stimulaci byl popsán vztah vyššího

prahu náboru a vyšší frekvence pálení, v praxi bychom pak sledovali, že motorické jednotky s nižším prahem náboru (jsou tedy aktivované dříve) mají nižší frekvenci pálení než později aktivované jednotky. Tento vztah by měl odpovídat i velikosti motorických jednotek (větší MJ mají vyšší prah náboru) na základě rozdílné amplitudy práce – menší motorické jednotky potřebují menší počet pulsů pro vytvoření tetanické kontrakce. Tyto faktory by pak měly vést k optimalizaci práce svalu ve smyslu tvorby maximální svalové síly: aktivace a nábor motorických jednotek se podřizuje generování největší možné síly. V literatuře se lze setkat s popsáním tohoto paradigmatu jako After-hyperpolarization scheme (De Luca et al., 2015) díky po-hyperpolarizační fázi motoneuronů, která byla ve zmíněných empirických výzkumech kratší u větších motoneuronů.

Kontrast k předchozímu modelu vychází z práce kolektivu autorů, mezi které se řadí zejména Carlo J. De Luca a Zeynep Erim, v pozdějších letech pak Paola Contessa a další. Díky jejich práci došlo k postulování tzv. Onion-skin scheme, což by se dalo přeložit jako schéma cibulové slupky. Tento způsob aktivace je v přímém rozporu k předchozímu způsobu a popisuje organizaci motorických jednotek v čase od menších, dříve aktivovaných jednotek s vyšší frekvencí pálení až po větší motorické jednotky, které mají vyšší prah náboru a nižší frekvenci pálení (grafické znázornění obou modelů je na obrázku 8). Experimentální činnost v tomto případě vychází ze sledování náboru motorických jednotek u lidí během různých typů kontrakcí, které jsou ale ve své povaze volní, nikoliv vzniklé externí stimulací. Podle autorů pak tento způsob náboru motorických jednotek vychází z převažující potřeby motorického aparátu pro vytrvalostní kontrakci, která provází většinu běžných denních činností, typických pro lidi (De Luca et al., 2015b). Onion-skin scheme toto splňuje, protože umožňuje optimalizaci náboru motorických jednotek s ohledem na efektivní, nenáročnou produkci síly oproti možnostem after-hyperpolarization scheme, které jsou optimalizovány pro maximální generaci síly (De Luca & Erim, 1994; Contessa & De Luca, 2013).

Obrázek 8 - vztah excitace a frekvence pálení pro první dorsální interosseální sval a pro vastus lateralis, namodelovaný pro onion-skin scheme (A1, B1) a pro after-hyperpolarization scheme (A2, B2).



Barevné linie reprezentují sledy pálení individuálních motorických jednotek. Data jsou uvedena v poměru frekvence pálení (počet pulsů za sekundu) a excitace (procentuální poměr maximální excitace). Zdroj: De Luca & Contessa, 2015

Závěry těchto prací pak naznačují, že prioritou při řízení svalové činnosti není nutně maximalizování generované síly, ale energetická úspornost při volbě motorických jednotek v rámci dané kontrakce. Vychází ze skutečnosti, že větší motorické jednotky jsou rychle unavitelné a brzy by přestaly poskytovat svůj díl produkce celkové síly. Lze konstatovat, že řízení pohybu v tomto případě zřejmě bere v potaz ekonomickou stránku svalové kontrakce, kromě vlastní silové (De Luca & Erim, 1994).

### 3.7.2 Společné řízení

Další z poznatků o řízení motorických jednotek, získaných díky využití dekompozice EMG signálu, spočívá v popisu společného řízení (common drive). Tento jev znázorňuje způsob modulování aktivace motorických jednotek nervovým systémem během dané kontrakce a byl poprvé popsán ke konci minulého století (LeFever & De Luca, 1982). Namísto řízení každé jednotlivé motorické jednotky, princip společného řízení umožňuje nervovému systému ovládat skupiny MJ v daném svalu. Modifikací parametrů právě skupiny MJ pak nervový systém ovlivňuje výslednou svalovou kontrakci. Ověření tohoto principu bylo na různých variantách proměnných – u skupin antagonistického svalstva (De Luca & Mambrito, 1987), synergistického svalstva (De Luca & Erim, 2002), u cvičení (Beck et al., 2011) a u probandů důchodového věku (Erim, 1999). V rámci klinické situace pak princip společného řízení a jeho význam pro daný syndrom znázornil ve své práci Lindley (2015). Mezi implikace tohoto mechanismu pak patří možnost nervového systému modulovat parametry práce a náboru motorických jednotek pro různé pohybové situace. Pro tyto potřeby nervový systém volí vhodný poměr aktivních motorických jednotek z dostupných prostředků synergistických svalů, aby bylo dosaženo adekvátní a plynulé svalové kontrakce (De Luca & Erim, 2002). Sekundárně pak při nastavení zmíněných parametrů hraje pravděpodobně podstatnou roli přísun somatosenzorických a proprioceptivních informací z dalších částí těla (Mochizuki et al., 2006).

V dalších kapitolách budou znázorněny různé způsoby modulování svalové práce konceptem společného řízení v závislosti na specifickém pohybovém zadání. Syntéza těchto poznatků pak bude součástí posledních kapitol této práce.

### 3.7.3 Vliv únavy na řízené svalové činnosti

Velká část výzkumu s využitím dekompozice je na téma svalové únavy. Pro definici únavy v tomto kontextu lze použít následující: “selhání udržení potřebné nebo očekávané síly“ (Edwards, 1981). Přestože se jedná o multifaktoriální situaci, běžně se v oblasti silového výzkumu dělí svalové vyčerpání na centrální a periferní komponent. Vhled do této oblasti, získaný experimenty s využitím typicky izometrických kontrakcí do selhání, poukazuje na rekrutování dalších motorických jednotek se vzrůstající únavou, což se mimo jiné projevuje jako změna amplitudy signálu povrchového EMG (Adam & De Luca, 2005; Carpentier et al.,

2001; Stock et al., 2012). K náboru těchto dodatečných jednotek dochází kvůli snaze o udržení požadované velikosti svalové kontrakce, respektive generované síly. Souběžně s navýšením amplitudy docházelo postupně během pokračující únavy k snižování prahu náboru MJ, zároveň bylo zachováno pořadí náboru motorických jednotek (Adam & De Luca, 2005; Contessa et al., 2016). Přestože se tedy dají sledovat změny ve svalové práci během únavy, které majoritně souvisí s nutným navýšením aktivace pro zachování relativně konstantní generované síly, specifické parametry motorických jednotek a pravidla jejich náboru pravděpodobně zůstávají stejné jako u kontrakcí mimo únavu (Adam & De Luca, 2005; Stock et al., 2012).

### **3.7.4 Vliv rychlosti svalové kontrakce**

V kontrastu k předcházející kapitole se prezentují dosavadní poznatky ze sledování řízení aktivity motorických jednotek během různých variant rychlosti pohybu. Několik pilotních studií sledovalo parametry aktivace MJ během dorsální flexe hlezna (Oliveira & Negro, 2021) a dřepu (Orantes-Gonzalez et al., 2023) při provedení různou rychlostí. V případě dorsální flexe byla dekompozice provedena z EMG signálu tibialis anterior, v druhém případě pak z vastu medialis a vastu lateralis. Závěry těchto prací poukazují na modulaci frekvence pálení aktivních motorických jednotek a změn prahu náboru a prahu deaktivace jakožto použitou taktiku nervového systému pro umožnění rychlejšího pohybu. Při zachování stejného odporu, tedy poptávce po síle generovaném stejným svalem, nedochází k nabírání dalších motorických jednotek, namísto toho je zřejmě vlivem společného řízení upravena práce stávajících, aktivních motorických jednotek, které jsou aktivní napříč rychlejšími i pomalejšími pohybovými vzory (Oliveira & Negro, 2021). Tyto poznatky jsou v souladu s možnostmi nervosvalového aparátu a popisují typický způsob vlivu společného řízení na výslednou pohybovou činnost, zejména s ohledem na požadavky na danou pohybovou činnost, kde dominuje kvalita výsledné kontrakce, oproti kvantitativnímu hledisku, tedy generované síle (Contessa & De Luca, 2013; Kline & De Luca, 2016).

### **3.7.5 Vliv věku na řízení svalové činnosti**

Vliv věku na kvalitu a funkci svalového aparátu lze popsat na několika úkazech. Makroskopicky sledujeme nepochybný úbytek svalové síly, horší svalovou koordinaci a

snažší unavitelnost s postupujícím věkem, přičemž některé tyto změny mohou být atributovány převaze pomalých svalových vláken u svalů jedinců staršího věku (Contessa et al., 2016). Na podrobnější úrovni pak lze popsat snížení maximální frekvence pálení motorických jednotek nebo absenci inervace některých vláken díky neurodegenerativním procesům, na kterou pak nasedá případná reinervace zbylými sousedními nervovými vlákny (Contessa et al., 2016). Přesto ale nervosvalová koordinace starších lidí pořád dokáže plnit požadované pohybové úkony, ač výsledný pohybový projev nedosahuje dřívější kvality. Pro tyto potřeby byly popsány určité kompenzační mechanismy nervového systému, které jsou využívány. Patří mezi ně nábor vyššího počtu motorických jednotek při nižších úrovních požadované síly, než je tomu u mladší populace (Erim, 1999; Contessa et al., 2016; Girts et al., 2020). Tento poznatek koresponduje s nižší frekvencí pálení dříve nabraných motorických jednotek (Contessa et al., 2016). Vzhledem k možnostem nervového aparátu, který generuje sílu skrz množství aktivních MJ nebo díky modulaci frekvence pálení již aktivních motorických jednotek, tato nepřímá úměra zde platí a mimo jiné se projevuje horší koordinací pohybu u jedinců staršího věku. Vzhledem k výše popsaným morfologickým změnám nervosvalových struktur se zřejmě jedná o převládající kompenzační mechanismus nervového aparátu, jež podléhá nutnosti zachovat motorickou zdanost jedinců staršího věku pro lokomoci a běžné denní činnosti (Girts et al., 2020).

### **3.7.6 Vliv typologie svalové činnosti**

Různé nároky na svalovou činnost a tedy možný rozdíl v aktivaci motorických jednotek lze očekávat při porovnání posturální a volní svalové aktivity vybraného svalu (Véle, 2006). Pilotní studie pro toto porovnání využila izometrické aktivace vastu lateralis v porovnání s výdrží v podřepu (Aoyama et al., 2021). Při homogenní síle o 15% maximální volní kontrakce byly porovnány parametry motorických jednotek dekompoziční metodou EMG signálu. Jako závěry své studie vyzdvihli autoři rozdíl v parametrech MJ, kdy při posturálně orientované činnosti dominoval nábor rychleji pálících motorických jednotek s nižším prahem náboru a nižší amplitudou, které by současně měly být pomaleji unavitelné. Ekonomická výhodnost svalové kontrakce je parametr, který hraje velkou roli během posturálních činností a významně předurčuje taktiku aktivace motorických jednotek. Tato zjištění doplňují nadřazené principy řízení svalové kontrakce, popsané v dřívějších kapitolách



(konkrétně onion-skin schéma). Zároveň autoři poukazují na taktiku nervosvalového aparátu při řízení svalové činnosti, která využívá různé dráhy pro nastavení prahu náboru v závislosti na požadované činnosti a v tomto konkrétním případě by mohlo dojít k regulaci excitability motoneuronů skrz retikulospinální systém, odpovědný za práci svalstva během posturálních činností (Aoyama et al., 2021). Autoři toto zjištění opírají o další práce zabývající se excitabilitou motoneuronů, ve kterých byl popsán inhibiční vliv kortikospinální dráhy na motoneurony s nízkým prahem náboru a excitační vliv na motoneurony s vyšším prahem náboru, což opět doplňuje rozdíl v parametrech MJ během volní a posturální činnosti (Aoyama et al., 2021).

### **3.7.7 Vliv silového rozvoje**

Silový rozvoj svalu je další časté téma, které zužitkovává varianty EMG vyšetření. Přestože výsledky samotného silového tréninku jsou již dobře prozkoumané a empiricky jasně viditelné, samotné mechanismy, skrz které dochází k silovému rozvoji svalu na základě silového tréninku, jsou stále předmětem studií. Dekompozice EMG signálu v tomto kontextu může sloužit pro hlubší pochopení změn v řízení svalové koordinace vznikající jako následek silového tréninku (Stock et al., 2014). Přestože adaptačních změn na svalové úrovni vzniká více, dekompoziční metoda v tomto případě má ideálně popsat změny na úrovni společného řízení, které by znázorňovaly případný mechanismus silového zlepšení. Stock s kolegy (2014) v rámci regimentu silového tréninku hodnotili parametry motorických jednotek vastu lateralis a rectu femoris během izometrického silového testu. Přestože došlo u probandů k zlepšení síly, parametry motorických jednotek, jako například průměrná frekvence pálení, zůstaly obdobné. Jako možná vysvětlení prezentují autoři dobu pointervenčního měření, kdy jiné studie poukázaly efekt ve frekvenci pálení trvající 48 hodin od ukončení regimentu cvičení (Patten et al., 2001), přičemž tento efekt postupně upadal zpět na výchozí hladinu. Tento jev by mohl značit jistou míru předpřipravenosti společného řízení na danou aktivitu, která by reprezentovala očekávání nervového systému. Po ukončení zátěže by se pak koordinace motorických jednotek vracela zpět do výchozí pozice. Za zmínku stojí, že tyto studie sledovaly submaximální kontrakce (Stock et al., 2014). Vzhledem k množství různých mechanismů, které mohou figurovat v silovém rozvoji a které se různí napříč skupinami probandů z hlediska věku, pohlaví či trénovanosti, vyjádření přesné role vybraných parametrů

motorických jednotek a variace taktiky společného řízení bude vyžadovat násobně vyšší počet studií, které se tomuto tématu budou věnovat (Stock et al., 2014; Okudaira et al., 2023).

### **3.8 Podklady pilotní studie**

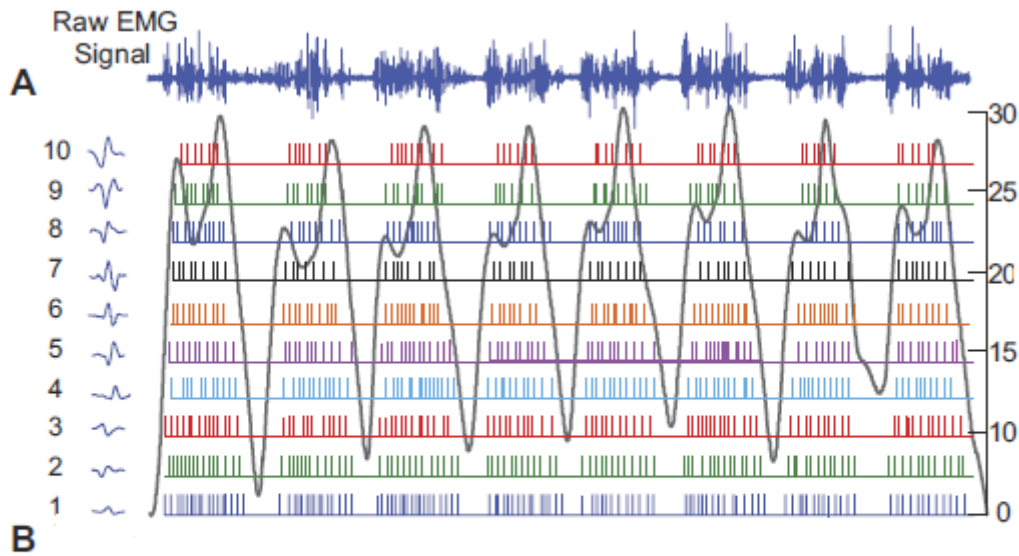
Dekompoziční metoda EMG signálu se vyznačuje poměrně krátkou historií, během které došlo k postupnému rozvoji využití této techniky. Tento posun nepřekvapivě korespondoval s průběžným zdokonalováním potřebné technologie. Po prvních experimentech na izometrických kontrakcích (LeFever & De Luca, 1982; Mambrito & De Luca, 1984) došlo k využití i mimo rámec těchto poměrně kontrolovaných podmínek. Vyzdvihnout je třeba využití dekompozice u anizometrických kontrakcí, které se vyznačují vyšší náročností na software i hardware dekompoziční metody, zároveň ale představují pomyslný vrchol aplikace vzhledem k možnostem klinického využití.

#### **3.8.1 Dekompozice dynamických kontrakcí**

De Luca a kolektiv v rámci pilotní studie (2015) mimo jiné sledovali při stereotypu chůze tibialis anterior a vastus lateralis dominantní dolní končetiny. Jedná se o jedno z prvních využití dekompozice EMG signálu u anizometrických kontrakcí a u pohybů blízkých reálné pohybové situaci, reprezentující potřeby klinické praxe. Mezi cíle studie patřilo ověření spolehlivosti a kvality dekompoziční metody pro sledování anizometrických kontrakcí spolu s porovnáním získaných poznatků vůči studiím využívajícím izometrické kontrakce, což platilo za dosavadní standard. Pro potřeby studie byl pohybový stereotyp chůze sledován v dvou variantách krokové kadence, které reprezentují různou náročnost pro dekompoziční algoritmus. Grafické znázornění získaných dat je pak ukázáno na obrázku 8. Využitím metronomu byla standardizována chůze na 40, respektive 60 kroků za minutu. Při nižší rychlosti byla výtěžnost 18 motorických jednotek pro TA a 13 pro VL, při rychlosti 60 kroků za minutu pak byla výtěžnost 11 a 10 MJ respektive. Přesnost těchto sledovaných motorických jednotek byla 90,4% až 93,6%, jedná se o rozmezí shodné se studii izometrických kontrakcí. Vzhledem k pilotní charakteristice výzkumu byla využita metoda „decompose-synthesize-decompose-compare“ pro validaci naměřených dat, která porovnává naměřené parametry motorických jednotek s parametry uměle generovaných motorických

jednotek a následně vyhodnocuje přesnost sledování specifických tvarů získaných motorických jednotek.

Obrázek 9 – porovnání záznamu hrubého EMG (A) a výstupu z dekompozice (B) totožného záznamu během chůze.



Grafické znázornění vyjadřuje záznam hrubého EMG signálu (A), frekvenci pálení jednotlivých motorických jednotek m.tibialis anterior během 8 krokových fází chůze v poměru k úhlu kotníku (B). Na levé straně je pak tvar amplitudy dané motorické jednotky. Data jsou znázorněna v poměru času (sekundy) a úhlu kotníku (stupně) při rychlosti chůze 60 kroků za minutu. Zdroj: De Luca & Contessa, 2015

Autoři vyzdvihují několik závěrů této přelomové pilotní studie:

- dekompoziční metodu EMG signálu lze s dostatečnou kvalitou aplikovat na anizometrické, dynamické kontrakce
- množství sledovaných motorických jednotek je ovlivněno náročností sledované pohybové činnosti, frekvencí svalové kontrakce, velikostí pohybové exkurze v daném segmentu
- při aplikaci na anizometrické kontrakce lze dosáhnout podobné výtěžnosti MJ a přesnosti jako u izometrických kontrakcí
- mechanismus společného řízení a schématu cibulové slupky, popsán u izometrických kontrakcí, lze sledovat i u anizometrických dynamických kontrakcí

Tato práce jako první představila možnost využití dekompozice EMG signálu u anizometrických kontrakcí, tedy celého koncentrického a excentrického cyklu svalové

kontrakce reprezentující reálné pohybové situace, které tvoří většinu našich běžných pohybových činností. Zároveň prokázala kvality hardware i software složek celé metody, které v posledních letech procházejí neustálým vývojem a nutně potřebují přísun dat pro zpětnou vazbu ohledně kvality svých funkcí.

### 3.8.2 Využití dekompozice u PF syndromu

Pro znázornění klinického významu dekompoziční metody je třeba zmínit disertační práci Stevena Lindleyho, kterou vypracoval v roce 2015 pod vedením profesora Jamese Richardse. Jedná se o jednu z mála prací, která využívá dEMG u populace pacientů, v tomto případě s patelofemorálním syndromem. Jednalo se o intervenční studii, kdy byla sledována aktivita VL a VM během isometrického dřepu na jedné noze u symptomatické a nesymptomatické populace, tedy pacientů s patelofemorálním syndromem a kontrolní skupiny ve dvou situacích – po intervenci tapingem VM a bez intervence. Podléhající úvaha pro experimentální část vycházela z možné změny koordinace svalové práce VM a VL u pacientů s tímto syndromem v neprospěch zapojení VM při stabilizační činnosti, přičemž byla očekávaná změna právě této interakce u intervenční skupiny. Mechanismem změny by měl být vliv tapingu na propriocepci a řízení svalové aktivace na motorické jednotky VM. Autor prezentuje následující závěry ze své práce:

- po intervenci tapingem došlo ke změně aktivace motorických jednotek, konkrétně průměrná frekvence pálení se zvýšila u VM a snížila u VL, což by mělo značit jinou koaktivaci těchto svalů
- společné řízení motorických jednotek VM doznalo změny po aplikaci tapingu, tato skutečnost by pak měla svědčit pro vliv propriocepce na řízení svalové kontrakce
- u VM došlo po intervenci k změně náboru motorických jednotek, konkrétně k navýšení počtu rychleji střídajících MJ
- intervence tapingem se jeví jako možný způsob ovlivnění distribuce svalové aktivity v rámci daného pohybového vzorce, i u klinické populace
- dřep na jedné noze se jeví jako vhodný způsob sledování a hodnocení svalové aktivity stehenního svalstva z hlediska jeho stabilizační a silové činnosti

Význam práce spočívá zejména ve využití dekompoziční metody u klinické populace, úspěchem je pak zjištění vlivu intervence, která je běžně využívaná v terapeutické praxi, na

daný klinický syndrom. Přestože se jednalo ve své podstatě opět o pilotní studii na počtu 26 probandů, dekompozice EMG signálu se jeví jako vhodná metoda pro sledování vlivu vybrané intervence na řízení svalové aktivity, což je vysoce ceněné téma samo o sobě. Většina klinicky významných poruch v oblasti rehabilitace, neurologie, ortopedie a dalších oborů se zabývá sledováním právě těchto parametrů jak pro potřeby diagnostiky, tak terapie. Podrobné poznatky o změnách řízení svalové činnosti u pacientů by mohly přinést potřebný vhled do vzniku, vývoje a následně i řešení mnoha syndromů.

### **3.9 Volba parametrů testování**

Jak bylo představeno v předcházejících kapitolách, dekompoziční metoda sice obhájila svůj význam a přínos při sledování izometrických kontrakcí jak ve výzkumném, tak v aplikovaném (klinickém prostředí), využití u anizometrických kontrakcí ale stále zůstává ve svém počátku. Tato situace je podložena specifickými výzvami, které obsahují anizometrické cyklické kontrakce pro dekompoziční metodu a které byly popsány v kapitole 3.5.2. Mezi další komplikace patří i konstantní vývoj a zlepšování technologické stránky věci, kdy s novou verzí dekompozičního programu či používaného senzoru přicházejí nové chyby, které je potřeba odhalit. Proto i tato práce má charakter pilotní studie a je dle znalostí autora v době své tvorby jednou ze dvou studií, které se pokoušejí nebo pokusily aplikovat dekompoziční metodu EMG signálu u cyklické pohybové činnosti s možným přesahem do klinické praxe.

V tomto kontextu je nepřekvapující, že vlastní náplň experimentální části disertační práce úzce navazuje na výše zmíněné studie a pilotní práce. V oblasti dekompozice anizometrických cyklických kontrakcí se jedná stále o neprozkoumané území a výchozích poznatků není mnoho. Pro udržení trendu pak byla volba testovacího pohybu, sledovaných parametrů testování i vybraného svalu částečně předurčena tak, aby byla dosažena co nejvyšší kvalita získaných informací a zároveň se jednalo o téma relevantní pro klinickou praxi.

#### **3.9.1 Testovací pohyb**

Na základě předchozích studií byl pro potřeby experimentální části této práce zvolen jako testovací pohybový stereotyp dřep, ve variantě na jedné dolní končetině. Důvodem byla možnost snadné modifikace dřepu lehkým dotykem, který odlišil provedení na dva způsoby – dřep bez dotyku, který zatěžuje stehenní svalstvo nejen silovou, ale i stabilizační činností a

dřep s lehkým dotykem, který výrazně zlepšuje stabilitu, ale silová zátěž zůstává stejná (Damavandi et al., 2020). Další hledisko ve výběru pohybového stereotypu byla možnost sledování vhodného svalu, kterým je pro potřeby této práce vastus medialis.

Jeho anatomické vlastnosti již byly popsány v dřívějších kapitolách, včetně jeho funkce a zapojení při pohybu dolní končetiny. Právě zapojení tohoto svalu při koordinaci pohybu kolene vedle vlastní fázické funkce poskytuje vhodné podklady pro sledování řízení svalové činnosti v různých situacích. Přestože se dají z hlediska anatomie popsat různé části vastu medialis s dominující různou funkcí, jak bylo zmíněno v první kapitole této práce, volba motorických jednotek pro danou činnost podléhá principu společného řízení a využívá všech porcí svalu (de Souza et al., 2018).

Vybrané pohybové situace byly pro potřeby výzkumu určeny následovně:

- 1) silově dominantní provedení dřepu na jedné dolní končetině
- 2) koordinačně dominantní provedení dřepu na jedné dolní končetině

V rámci diferenciacie těchto pohybových činností bylo druhé provedení nastaveno s využitím lehkého dotyku, který zlepšuje stabilitu probanda díky navýšení propioceptivního zásobení právě z dotýkající se horní končetiny (Baldan et al., 2014). Tento způsob facilitace složek stability je často využíván u populací pacientů s funkčně či neurologicky podmíněným deficitem posturální stability (Iwamoto et al., 2017; Baccini et al., 2007; Martinelli et al., 2018) a vede k zmenšení výchylek středu těla během činnosti náročné na stabilitu. Tento efekt se dostavuje již při kontaktu o velikosti 1N, tento parametr zároveň limituje možnost faktického přidržování se (Baldan et al., 2014; Watanabe et al., 2010) a přináší tedy pouze propioceptivní informace z horní končetiny. Jako preferovaná varianta se pak ukazuje kontakt prstem dominantní ruky nezávisle na testované dolní končetině, tento kontakt je pak vhodné udržet laterálním směrem (Uchida & Demura, 2015).

Využití dřepu jakožto testovací pohybu bylo v kontextu svalové aktivity vastu medialis částečně znázorněno v předcházejících kapitolách. Použitý pohybový vzor měl splnit několik cílů:

- bývá využitý v reálném prostředí nebo situaci
- využívá sval vybraný pro hodnocení dEMG
- lze jej modifikovat s různým zatížením nervosvalového aparátu
- je snadno proveditelný běžnou populací

- dá se standardizovat

Volba dřepu jako testovacího vzoru je častá i v případě klinických výzkumů, které se zaměřují na operační výkony kolenního kloubu a následný rehabilitační proces (Culvenor et al., 2022; Erickson et al., 2019) z pohledu kvalitativních a kvantitativních vlastností stehenního svalstva. Možné závěry z praktické části této disertační práce by pak mohly být přínosné i pro tato kritická témata v oblasti medicíny a rehabilitace.

Mezi výhody využití dřepu na jedné dolní končetině patří mimo jiné důraz na zapojení vastu medialis oproti jiným částem quadricepsu femoris (Escamilla, 2001; Damavandi et al., 2020). V rámci generování síly pro extenzi kolenního kloubu při dřepu dominují vastus medialis a vastus lateralis oproti ostatním extensorům kolene, zřejmě kvůli specifické pozici a práci kyčle (Escamilla, 2001). Jedná se tedy o ideální pohybový vzor pro sledování zapojení těchto svalů v obou jejich rolích (Damavandi et al., 2020). Kromě generování síly pro extenzi pak kokontrakce těchto svalů určuje i parametry kolenního kloubu z hlediska výsledných vektorů a trajektorie pohybu (Lindley, 2015), což má určující vliv pro výslednou stabilitu kolene během dřepu (Escamilla, 2001). Dá se tedy předpokládat přítomný mechanismus na úrovni řízení pohybu, který určuje konkrétní parametry aktivace vastu medialis a vastu lateralis, na jehož úrovni se dají najít odlišnosti z hlediska výsledné potřebné práce těchto svalů (Lindley, 2015; Balcarek et al., 2014). Tento mechanismus by, v duchu společného řízení skupin motorických jednotek, mohl rozlišovat silový a stabilizační nárok na vastus medialis a použít, mimo jiné, nábor odlišných motorických jednotek pro splnění nároku na sílu a na stabilitu.

## 4 EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Práce sestává z experimentální části, jejíž náplní je pilotní studie provedena během pracovní stáže na University of Central Lancashire (Preston, United Kingdom) v rozmezí roků 2018 - 2019 ve spolupráci s týmem profesora Jamese Richardse. Výzkum samotný byl schválen etickou komisí univerzity (pod jednacím číslem STEMH 0989), zároveň bylo využito místní zázemí, disponující vybavením pro dekompozici elektromyografického signálu. Vzhledem k charakteru studie a dílčím cílům bylo vyhodnocení dat získaných dekompozicí provedeno ve spolupráci s firmou Delsys Inc. (Boston, USA). V dalších částech praktického bloku disertační práce jsou pak popsána získaná data včetně jejich zhodnocení v rámci diskuze. Poslední část se věnuje implikacím těchto poznatků a výhledem do možných směrů, které mohou profitovat z využití dekompozici elektromyografického signálu. Podstatnou částí závěru je i shrnutí poznatků věnujících se řízení svalové činnosti, které byly získány díky dekompoziční metodě a jsou dle mínění autora významným posunem vpřed v oblasti teorie řízení pohybu.

### 4.1 Výzkumné otázky

- V1: Lze využít metodu dekompozice EMG signálu během cyklických anizometrických kontrakcí s dostačující výtěžností a přesností získaných motorických jednotek pro následné vyhodnocení dat mezi sledovanými soubory probandů a testovacích pohybů?
- V2: Bude rozdíl v množství sledovaných motorických jednotek a věrohodnosti jejich identifikace mezi testovacími pohyby?
- V3: Bude rozdíl ve frekvenci pálení a amplitudě sledovaných motorických jednotek mezi dřepem s lehkým dotykem a dřepem bez dotyku? Jde tento rozdíl zhodnotit z hlediska rozdílnosti taktiky nervového systému?



## 4.2 Hypotézy

- H1: Předpokládám, že metoda dekompozice EMG signálu dokáže s dostatečnou výtěžností a přesností sledovat individuální motorické jednotky během cyklických anizometrických kontrakcí během obou testovacích pohybů.
- H2: Předpokládám, že v množství sledovaných motorických jednotek a věrohodnosti jejich identifikace nebude mezi sledovanými testovacími pohyby rozdíl.
- H3: Předpokládám, že frekvence pálení bude rozdílná mezi testovacími pohyby. Nepředpokládám rozdíl mezi amplitudou motorických jednotek mezi testovacími pohyby. Tyto změny by měly vyjádřit rozdílnou taktiku nervového systému pro oba testovací pohyby.

## 4.3 METODOLOGIE VÝZKUMU

### 4.3.1 Popis zkoumaného souboru

Probandi byli rekrutováni z řad studentů a zaměstnanců University of Central Lancashire na základě jejich svobodného rozhodnutí o účasti ve výzkumu. Účastnilo se celkem 15 probandů s průměrným věkem 23,2 (+5,3) let, z nichž bylo 8 mužů a 7 žen. Všichni probandi zvládli provést baterii testovacích pohybů, 3 z nich byli na závěr z výzkumu vyřazeni pro špatnou kvalitu dat (v rámci následující tabulky se jedná o probandy 13 až 15). Všichni účastníci byli seznámeni s cílem a průběhem výzkumu, podepsali informovaný souhlas a splňovali kritéria pro zapojení do výzkumu. Provedení protokolu trvalo zhruba 45 minut na probanda.

### 4.3.2 Inkluzivní a exkluzivní kritéria

V rámci vstupního pohovoru a seznámení se s informovaným souhlasem byli probandi informováni o inkluzivních a exkluzivních kritériích pro účast ve výzkumu. Mezi tato kritéria patří:

- absence chirurgických zákroků na dolních končetinách
- absence degenerativních onemocnění svalového a kloubního aparátu
- absence neuromuskulárních poruch nebo onemocnění v současnosti i v nedávné historii
- absence těhotenství, skoliozy

- absence zánětlivého onemocnění nebo obtíží či bolestí pohybového aparátu v nedávné minulosti nebo současnosti

Tabulka 1 – seznam probandů včetně základních údajů.

Proband	Věk	Pohlaví	Výška	Hmotnost	BMI
1	19	F	173,5	71,6	23,8
2	22	M	180,5	93,5	28,7
3	20	F	170,5	66	22,7
4	21	M	189,5	89,5	24,9
5	21	M	170,5	73	25,1
6	18	M	166,5	71	25,6
7	20	M	175	71,5	23,3
8	22	M	176,5	68	21,8
9	22	F	160	59	23,0
10	22	M	176	77	24,9
11	29	M	177	70	22,3
12	28	M	173	98	32,7
13	20	F	153,5	60	25,5
14	19	F	156,5	45	18,4
15	22	M	178	76	24

Věk je uveden v letech, výška v cm, váha v kg.

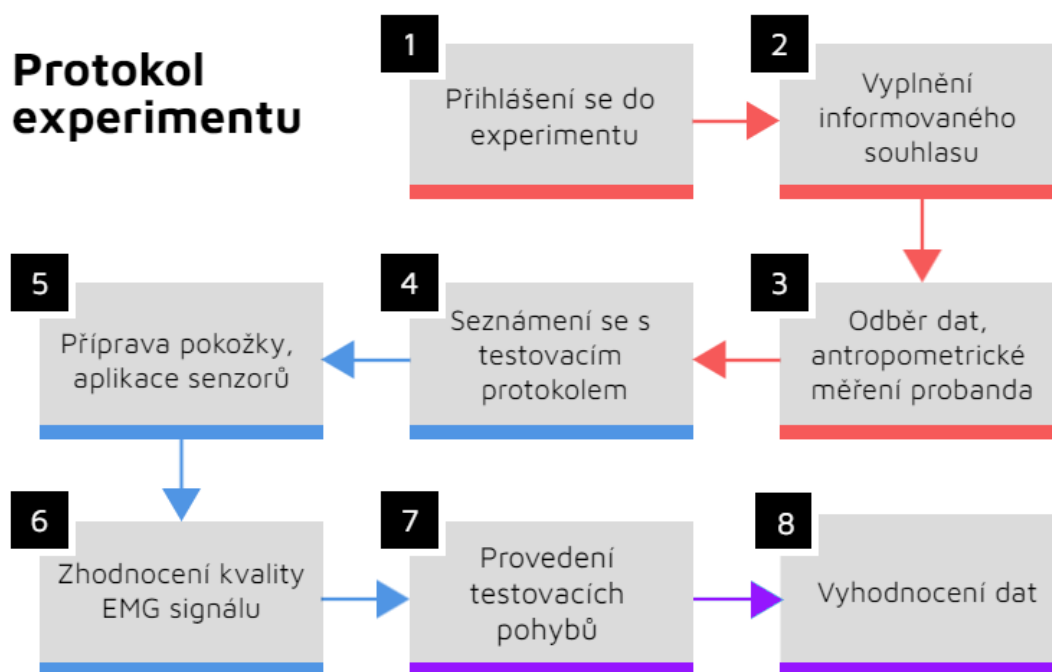
#### 4.3.3 Průběh měření

Měření bylo provedeno v určených prostorách university. Prvním krokem byla edukace probanda ohledně celého protokolu, seznámení s informovaným souhlasem a náplní výzkumu. Po odebrání základních antropometrických údajů probanda došlo k seznámení s pohybovou činností včetně tempa. Následovala aplikace senzoru EMG, vlastní sběr dat a kontrola kvality sEMG.

V rámci protokolu (grafické znázornění celého protokolu je na obrázku 10) byl využit pohyb dřepu na jedné dolní končetině ve dvou variantách – s lehkým dotykem 2.prstu preferované horní končetiny o zeď v předem dané výšce a bez tohoto dotyku. Testovaná dolní končetina byla zvolena probandem na základě instrukce ohledně znaků dominance (van Melick et al., 2017) Pro standardizaci vyšetření byl každý pohyb proveden 5x plynule po sobě

bez pauzy na dolní končetině preferované pacientem. Tempo pohybu bylo řízeno metronomem nastaveným na 60 bpm. Hloubka dřepu byla standardizována externí konstrukcí, která byla v úrovni 80% výšky probanda a poskytovala referenční bod dolní dřepové pozice pro každého probanda. Proband byl zároveň instruován, aby udržoval ukazovákem lehký kontakt a nepomáhal si ve smyslu držení se opěrného bodu. Testy byly provedeny v randomizovaném pořadí.

Obrázek 10 - průběh testovacího protokolu.

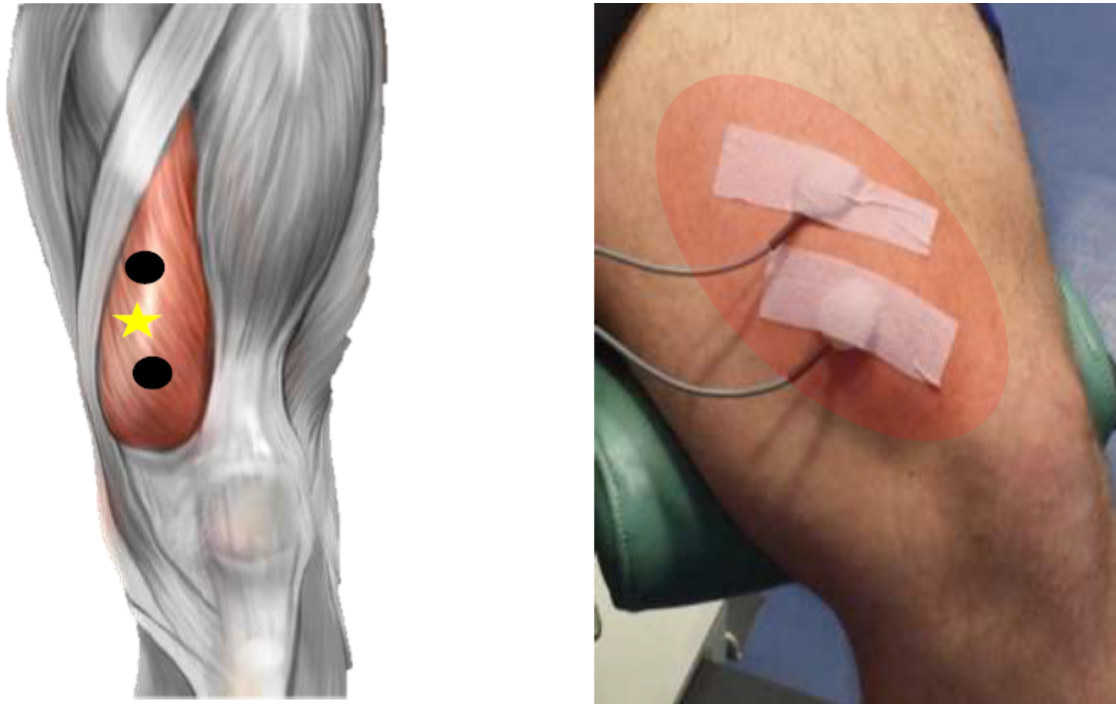


Zdroj: autor

Pro EMG vyšetření bylo využito bezdrátového systému Trigno Galileo (Delsys Inc., Boston, USA) spolu se specializovaným senzorem Galileo vhodným pro následnou dekompozici získaného signálu. Samotný senzor získává čtyřkanalový EMG signál z daného místa. Umístění senzoru bylo provedeno po přípravě pokožky, která sestává z odstranění případného ochlupení, vyčistění pokožky desinfekcí a následným přilepením částí senzoru oboustranně lepícím štítkem. Kabel mezi senzorem a referenční elektrodou byl připevněn k tělu lepenkou Hypafix. Lokalita pro umístění senzoru byla zvolena dle předcházejících studií při distální porci vasti medialis, aby bylo dosaženo nejlepší výtěžnosti (Hermens et al., 2000; Zaheer et al., 2012; Lindley, 2015). Lokalita senzoru byla na konstantním místě během celého testovacího protokolu, díky ukotvení byl minimalizován její relativní pohyb vůči vrstvám

podkoží, aby došlo k zachycení konstantního záznamu motorických jednotek. Schematické a grafické znázornění lze vidět na obrázku 11.

Obrázek 11 - doporučená lokalita elektrody v grafické a skutečné podobě.



Zdroj: Lindley, 2015

#### 4.3.4 Sběr a vyhodnocení dat

Vlastní sběr dat z povrchového čtyřkanálového EMG probíhal přímo v reálném čase během testování probandů. Získaná data pak byla použita pro dekompoziční metodu, která probíhala posléze na dedikovaném počítači, souběžně byla kopie dat zaslána přímo do Bostonu, kde probíhala paralelní dekompozice dat a následně byla porovnána kvalita výstupu z dekompoziční metody obou zařízení. Pro potřeby sběru dat včetně dekompozice byl využit program EMGworks a Neuromap (Delsys Inc., Boston, USA). Pro grafický výstup dat získaných dekompozicí bylo využito programů Neuromap Explorer a Neuromap Reports (Delsys Inc., Boston, USA). Grafické rozhraní tohoto programu je na obrázku 12 a ukazuje záznam vybraných dat včetně tvaru amplitudy motorických jednotek. Hranice přesnosti identifikace MJ byla pro potřeby studie nastavena na 80%, což předchozí pilotní studie uvádí jako vhodnou hranici u dynamických kontrakcí (De Luca & Contessa, 2015). Pro zhodnocení přesnosti získaných dat byla využita metoda Decompose-synthesize-decompose-compare,

kteřá je integrována do programu EMGworks a souběžně byla provedena dublicitně v Bostonu (Nawab et al., 2010; De Luca & Contessa, 2012).

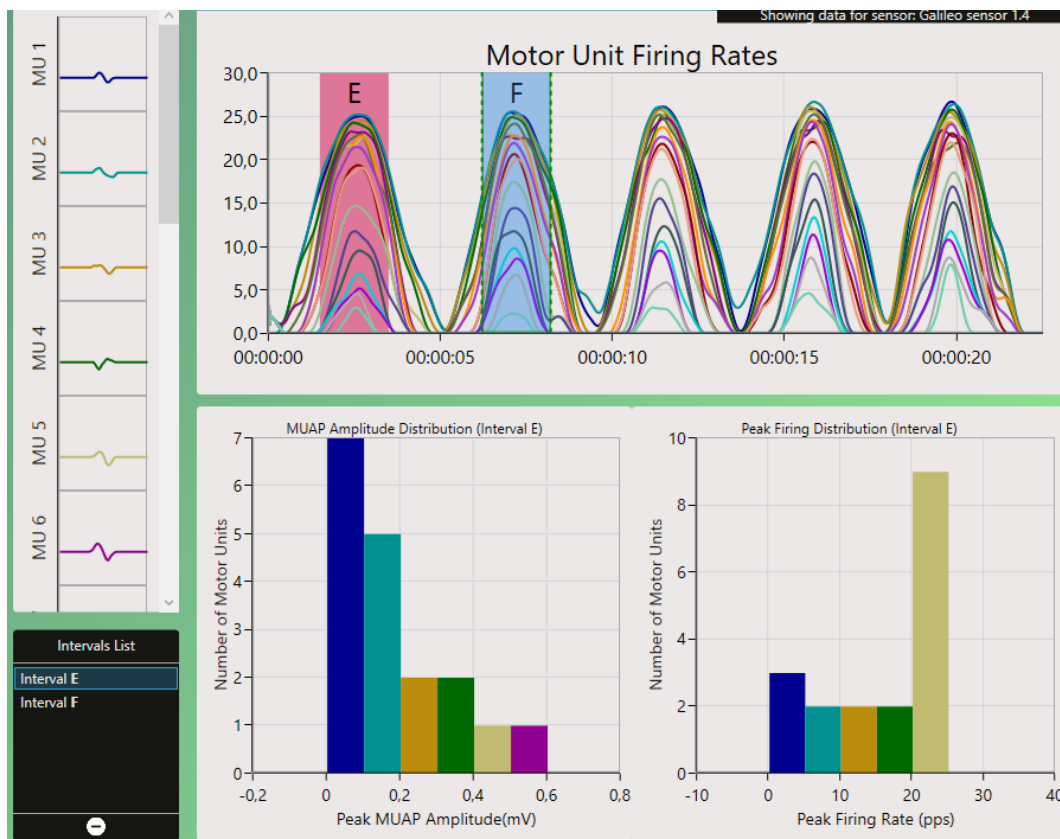
Kromě základních antropometrických údajů o probandech byla získána data ohledně konkrétních parametrů sledovaných motorických jednotek:

- počet sledovaných MJ
- maximální frekvence pálení
- průměrná frekvence pálení
- maximální amplituda
- průměrná amplituda

Pro citlivější popis rozdílů v parametrech motorických jednotek, zejména s ohledem na změny frekvence pálení, dělí někteří autoři MJ na podskupiny odlišené právě z hlediska frekvence pálení a doby náboru. Použité bývá dělení na dvě (Carpentier et al., 2001; Defreitas et al., 2014) nebo tři (Balshaw et al., 2017; Orantes-Gonzalez et al., 2023) podskupiny, které efektivně popisují motorické jednotky s kombinací brzkého náboru a vysoké rychlosti pálení, středního náboru a střední rychlosti pálení nebo pozdního náboru a pomalé frekvence pálení. Tento způsob organizace získaných motorických jednotek pak zdůrazní rozdílnou taktiku společného řízení při excitaci dané skupiny vláken pro výslednou činnost a lze tak lépe hodnotit svalové zapojení (Balshaw et al., 2017).

V rámci statistické analýzy dat bylo shledáno normálové rozdělení dat testem Shapiro-Wilks. Dále byl využit párový t-test v případě normálového rozdělení, případně Mann-Whitney U test při nenormálovém rozdělení pro určení vlivu lehkého dotyku na pohybový vzor dřepu s ohledem na měřené hodnoty motorických jednotek, které jsou popsány výše. Statistická analýza byla provedena ve spolupráci s RnDr. Martínkem.

Obrázek 12 - ukázka výstupu dat z programu Neuromap Reports.



Zobrazeny jsou frekvence pálení, amplituda a tvary motorických jednotek. Zdroj: autor

## 5 VÝSLEDKY

Vlastního procesu měření se účastnilo a úspěšně dokončilo všech 15 probandů, přičemž u 3 z nich nebyla data začleněna do výsledného souboru pro nízkou výtěžnost a přesnost získaných motorických jednotek, která byla nastavena na 80% věrohodnost. Následná data popisují parametry zbývajících 12 probandů. Tato data dostala dostatečné kvalitativní úrovni dle nastavení zmíněných v kapitole 4.3.4.

### 5.1 Motorické jednotky

Celkem bylo u 12 probandů získáno a sledováno 349 motorických jednotek, z toho 170 u varianty dřepu s lehkým dotykem a 179 u varianty dřepu bez dotyku.

Tabulka 2 – počet získaných motorických jednotek a jejich parametrů.

Parametry	Dřep s lehkým dotykem	Dřep bez dotyku
Počet MJ	170	179
Počet MJ na probanda	14,1 ( $\pm$ 4,6)	14,9 ( $\pm$ 3,5)
Průměrná přesnost MJ	90,34%	89,42%
Maximální počet MJ	21	21
Minimální počet MJ	9	8

Data počtu MJ jsou ve formátu počet ( $\pm$  směrodatná odchylka)

Shrnutí:

Zisk motorických jednotek a jejich přesnost vyhovuje pro potřeby vyhodnocení dalších parametrů dat. Počet získaných MJ a jejich přesnost je prakticky shodná pro oba pohybové vzory, průměrný počet MJ na probanda odpovídá zisku MJ dalších prací využívajících metodu dekompozice EMG signálu.

### 5.2 Frekvence pálení

První ze sledovaných hodnot byla frekvence pálení, tedy počet aktivací dané motorické jednotky za sekundu. Vyjadřuje se v pulzech za sekundu (pps) a vyjadřuje podstatné kvalitativní hledisko dané motorické jednotky, které koresponduje s dalšími vlastnostmi, jako je práh náboru, práh poslední aktivace a amplituda signálu.

Frekvence pálení motorických jednotek vastu medialis byla popsána z hlediska obou pohybových vzorů a byla rozdělena na maximální frekvenci pálení a průměrnou frekvenci pálení pro oba testovací pohyby. Pro podrobnější popis rozdílů v aktivovaných motorických jednotkách byly výsledné hodnoty maximální frekvence pálení rozděleny na skupiny motorických jednotek s brzkou, střední nebo pozdní aktivací v rámci dané kontrakce. Výsledky jsou zpracovány jakožto průměr hodnot daného parametru všech sledovaných motorických jednotek pro konkrétního probanda.

### 5.2.1 Maximální frekvence pálení

Maximální frekvence pálení vyjadřuje nejvyšší dosažený počet pulzů za sekundu pro každou danou motorickou jednotku aktivovanou v rámci vyšetřovaného pohybového stereotypu.

### 5.2.2 Dřep s lehkým dotykem

Výsledné hodnoty maximální frekvence pálení v pulzech za sekundu včetně směrodatného odchytky pro probandy při provedení dřepu s lehkým dotykem.

Tabulka 3 - *Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.*

Proband	Maximální FP (pps)	SD
1	17,5	7,75
2	18,27	5,35
3	16,3	6
4	19,15	5,43
5	22,64	6,72
6	21,23	4,04
7	20,54	7,39
8	17,5	3,92
9	19,16	9,26
10	20,3	7,12
11	17,71	2,46
12	21,5	5,31



### 5.2.3 Dřep bez dotyku

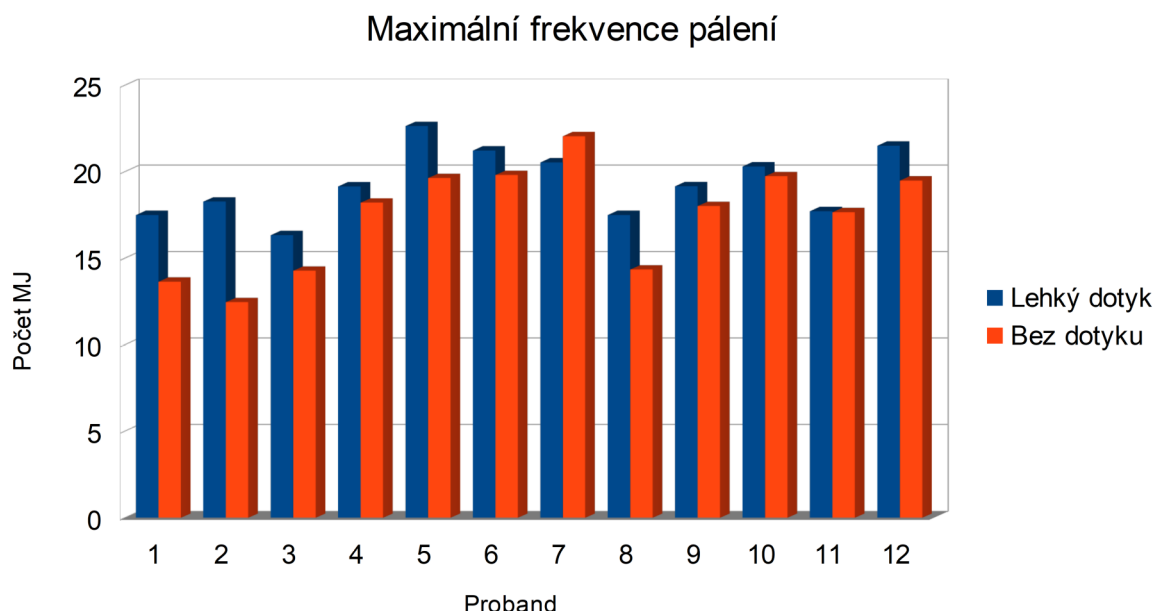
Výsledné hodnoty maximální frekvence pálení v pulzech za sekundu včetně směrodatného odchytky pro probandy při provedení dřepu bez dotyku.

Tabulka 4 - Maximální frekvence pálení pro dřep bez dotyku.

Proband	Maximální FP (pps)	SD
1	13,64	6,11
2	12,46	5,92
3	14,28	4,98
4	18,21	6,84
5	19,63	5,51
6	19,8	3,7
7	22,05	8,33
8	14,35	5,02
9	18,02	6,59
10	19,74	5,45
11	17,66	3,82
12	19,49	6,03

Shrnutí:

Maximální frekvence pálení byla vyšší při provedení dřepu s lehkým dotykem, u kterého je průměr mFP 19,31 ( $\pm$  1,9) pro dřep s lehkým dotykem oproti 17,44 ( $\pm$  3,02) u dřepu bez dotyku při hodnotě  $p = 0,006$  a tedy se signifikantní významností.



Graf 1 - znázornění maximální frekvence pálení v porovnání obou pohybových stereotypů.

#### 5.2.4 Maximální frekvence dle typů MJ

Jedná se o rozdělení sledovaných motorických jednotek podle prahu náboru na třetiny s brzkou aktivací (nízký práh náboru), střední aktivací (střední práh náboru) a pozdní aktivací (vysoký práh náboru) při sledování maximální frekvence pálení. Tento způsob rozdělení znázorňuje rozdíly mezi různými typy motorických jednotek podle jejich převládající charakteristiky, jak bylo popsáno v metodologické části.

Tabulka 5 - Dělení MJ na třetiny dle prahu náboru a porovnání dle pohybových vzorů pro průměrnou maximální frekvenci pálení.

	Lehký dotyk	Bez dotyku	Hodnota p
Brzká část	22,63 ( $\pm$ 2,83)	20,75 ( $\pm$ 3,31)	0,009
Střední část	18,53 ( $\pm$ 3,53)	15,54 ( $\pm$ 4,49)	< 0,001
Pozdní část	10,09 ( $\pm$ 3,55)	8,47 ( $\pm$ 3,89)	0,111

Hodnoty jsou v pulzech za sekundu ( $\pm$  standardní odchylka).

Shrnutí:

Výše zmíněný rozdíl v maximální frekvenci pálení v prospěch varianty dřepu s lehkým dotykem oproti dřepu bez dotyku se ještě zvýrazní u motorických jednotek s brzkým

( $22,63 \pm 2,83$  oproti  $20,75 \pm 3,31$  při  $p = 0,009$ ) a středním prahem náboru ( $18,53 \pm 3,53$  oproti  $15,54 \pm 4,49$  při  $p < 0,001$ ), u motorických jednotek s pozdním prahem náboru tento rozdíl není signifikantní mezi testovacími pohyby ( $10,09 \pm 3,55$  oproti  $8,47 \pm 3,89$  při  $p = 0,111$ ). Tento výsledek doplňuje rozdílnost parametrů sledovaných motorických jednotek při porovnání testovacích pohybů.

### 5.2.5 Průměrná frekvence pálení

Průměrná frekvence pálení vyjadřuje průměrnou hodnotu pulzů za sekundu pro každou danou motorickou jednotku napříč provedením testovacích pohybových stereotypů. Jedná se tedy o průměr frekvence pálení sledovaných motorických jednotek daného probanda za celý testovací protokol, který obsahoval 5 opakování dřepů.

### 5.2.6 Dřep s lehkým dotykem

Výsledné hodnoty průměrné frekvence pálení v pulzech za sekundu včetně směrodatného odchytky pro probandy při provedení dřepu s lehkým dotykem.

Tabulka 6 - Průměrná frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.

Proband	Průměrná FP (pps)	SD
1	8,09	4,2
2	9,63	3,48
3	8,06	4,39
4	7,88	4,03
5	13,84	5,98
6	9,73	4,47
7	9,11	5,74
8	11,44	4,5
9	8,93	6,33
10	10,14	5,61
11	8,65	2,75
12	8,46	3,85

### 5.2.7 Dřep bez dotyku

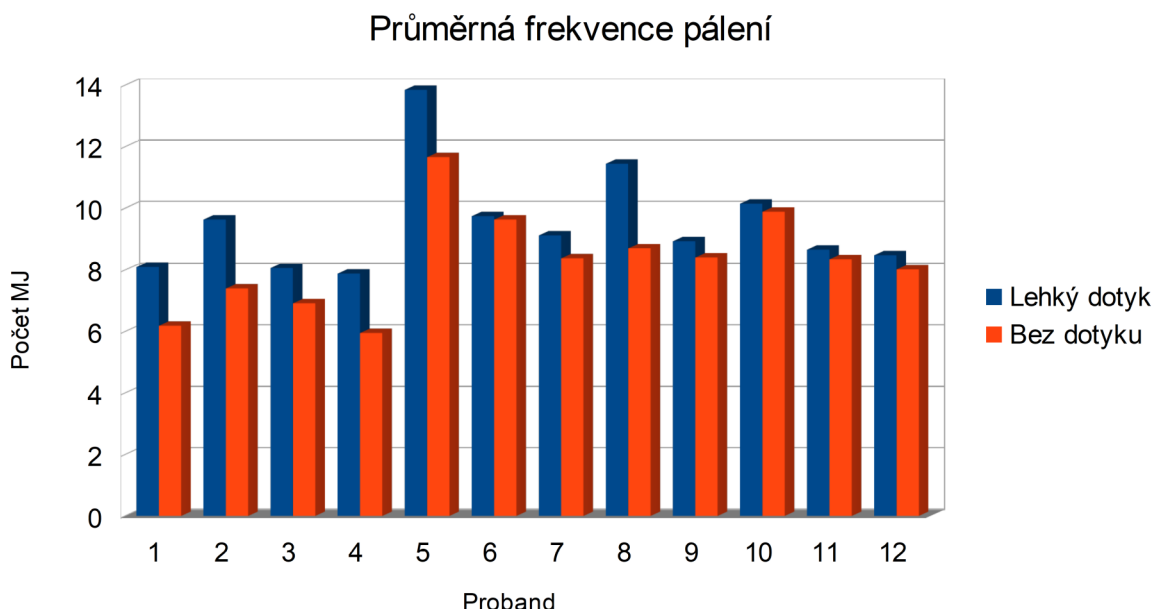
Výsledné hodnoty průměrné frekvence pálení v pulzech za sekundu včetně směrodatného odchytky pro probandy při provedení dřepu bez dotyku.

Tabulka 7 - Průměrná frekvence pálení pro dřep bez dotyku.

Proband	Průměrná FP (pps)	SD
1	6,18	3,57
2	7,39	3,7
3	6,91	3,78
4	5,94	4,15
5	11,66	4,39
6	9,63	3,05
7	8,37	4,75
8	8,69	4,11
9	8,4	4,9
10	9,88	4,77
11	8,34	2,85
12	8,01	4,74

Shrnutí:

Průměrná frekvence pálení dosáhla u provedení dřepu s lehkým dotykem hodnoty 9,49 ( $\pm 1,7$ ) pulzů za sekundu oproti 8,28 ( $\pm 1,61$ ) pulzů za sekundu u dřepu bez dotyku při hodnotě  $p = 0,0009$ . Jedná se o statisticky signifikantní rozdíl, který souhlasí s výsledkem u maximální frekvence pálení a doplňuje rozdíl mezi hodnotami pálení v prospěch varianty dřepu s lehkým dotykem.



Graf 2 - znázornění průměrné frekvence pálení v porovnání obou pohybových stereotypů.

### 5.2.8 Porovnání testovacích stereotypů

Výsledné porovnání bylo provedeno pro maximální frekvenci pálení a průměrnou frekvenci pálení pro provedení dřepu s lehkým dotykem a dřepu bez dotyku.

Tabulka 8 - Porovnání frekvence pálení pro pohybové stereotypy.

Testovací pohyb	Maximální FP	Průměrná FP
Dřep s lehkým dotykem	19,32 (± 1,93)	9,5 (± 1,7)
Dřep bez dotyku	17,44 (± 3,03)	8,28 (± 1,61)

Data jsou ve formě výsledné hodnoty v pulzech za sekundu (± směrodatná odchylka).

Shrnutí:

Průměrná hodnota mFP byla  $19,32 \pm 1,93$  pulzů za sekundu pro dřep s lehkým dotykem,  $17,44 \pm 3,03$  pulzů za sekundu pro dřep bez dotyku při hladině  $p = 0,006$ . Jedná se o signifikantní rozdíl mezi skupinami, který znázorňuje rozdíl ve frekvenci pálení aktivních motorických jednotek mezi pohybovými stereotypy. Tento rozdíl byl zdůrazněn při zobrazení rozdílů mezi skupinami motorických jednotek, kdy u brzkých a středně aktivovaných MJ byl signifikantní rozdíl v maximální frekvenci pálení ve prospěch varianty dřepu s dotykem, u pozdně aktivovaných MJ tento rozdíl nebyl statisticky signifikantní.

Průměrná pFP byla  $9,5 \pm 1,7$  pulzů za sekundu pro dřep s lehkým dotykem,  $8,28 \pm 1,61$  pulzů za sekundu pro dřep bez dotyku při hladině  $p = 0,0009$ . Stejně jako u maximální frekvence pálení, i zde se jedná o statisticky signifikantní rozdíl, který doplňuje předchozí výsledky a poukazuje na stabilně vyšší frekvenci pálení při provedení dřepu s lehkým dotykem oproti dřepu bez dotyku. Tento rozdíl se zejména ukazuje při porovnání motorických jednotek s brzkým a středním prahem náboru, u motorických jednotek s pozdním prahem náboru tento rozdíl nedosáhl statistické významnosti.

## **5.3 Amplituda**

Druhá sledovaná veličina motorických jednotek v rámci testovacích pohybů je amplituda EMG signálu, tedy znázornění velikosti elektrického proudu reprezentující práci dané motorické jednotky. Typicky je v rozmezí 0,1 až 2 mV a má úzký vztah k dalším kvalitativním parametrům motorické jednotky, zejména k její velikosti.

### **5.3.1 Maximální amplituda**

Maximální amplituda v rámci testovacích pohybů reprezentuje průměr nejvyšších hodnot sledovaných motorických jednotek pro daného probanda, udávanou v milivoltech. Výsledná hodnota je získána jako průměr maximálních amplitud naměřených motorických jednotek pro daného probanda včetně směrodatné odchylky.

### **5.3.2 Dřep s lehkým dotykem**

Výsledné hodnoty průměrné hodnoty maximální amplitudy pro jednotlivé probandy při provedení dřepu s lehkým dotykem včetně směrodatné odchylky.

Tabulka 10 - *Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.*

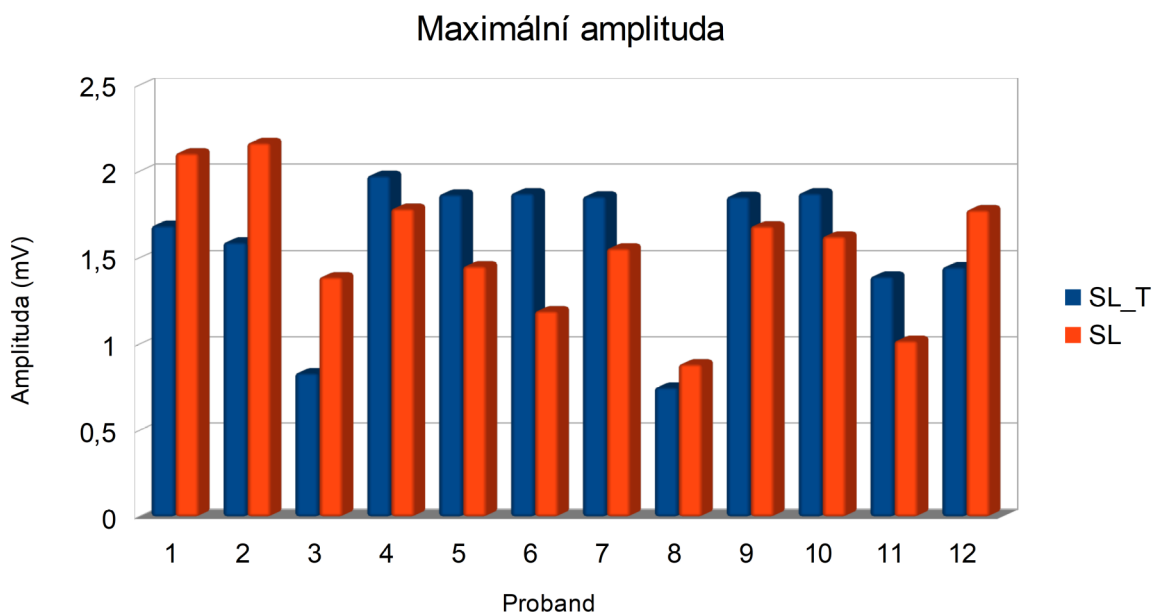
Proband	Max. amplituda	SD
1	1,48	0,8
2	1,21	0,5
3	1,37	0,6
4	1,84	1,34
5	1,32	0,65
6	1	0,45
7	0,53	0,47
8	0,93	0,5
9	0,99	0,65
10	1,61	1,04
11	1,11	0,39
12	1,83	1,42

### 5.3.3 Dřep bez dotyku

Výsledné hodnoty průměrné hodnoty maximální amplitudy pro jednotlivé probandy při provedení dřepu bez dotyku včetně směrodatné odchylky.

Tabulka 9 - *Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.*

Proband	Max. amplituda	SD
1	1,07	0,6
2	0,83	0,4
3	0,99	0,59
4	2,07	1,33
5	1,8	1,55
6	2,05	0,5
7	0,58	0,34
8	0,74	0,42
9	1,51	1,41
10	2,04	1,66
11	1,18	0,29
12	1,47	1,08



Graf 3 - znázornění maximální amplitudy u testovacích pohybů.

Shrnutí:

Oproti frekvenci pálení se hodnoty maximální amplitudy pro oba testovací pohyby statisticky významně neliší při hodnotách  $1,58 \pm 0,41$  pro dřep s lehkým dotykem oproti  $1,55 \pm 0,39$  pro dřep bez dotyku při hladině  $p = 0,5$ .

### 5.3.4 Průměrná amplituda

Průměrná amplituda v rámci testovacích pohybů reprezentuje průměr středních hodnot amplitudy sledovaných motorických jednotek pro daného probanda, udávanou v milivoltech. Výsledná hodnota je získána jako průměr maximálních amplitud naměřených motorických jednotek pro daného probanda včetně směrodatné odchylky.

### 5.3.5 Dřep s lehkým dotykem

Výsledné hodnoty průměrné hodnoty středních hodnot amplitudy pro jednotlivé probandy při provedení dřepu s lehkým dotykem včetně směrodatné odchylky.



Tabulka 16 - *Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.*

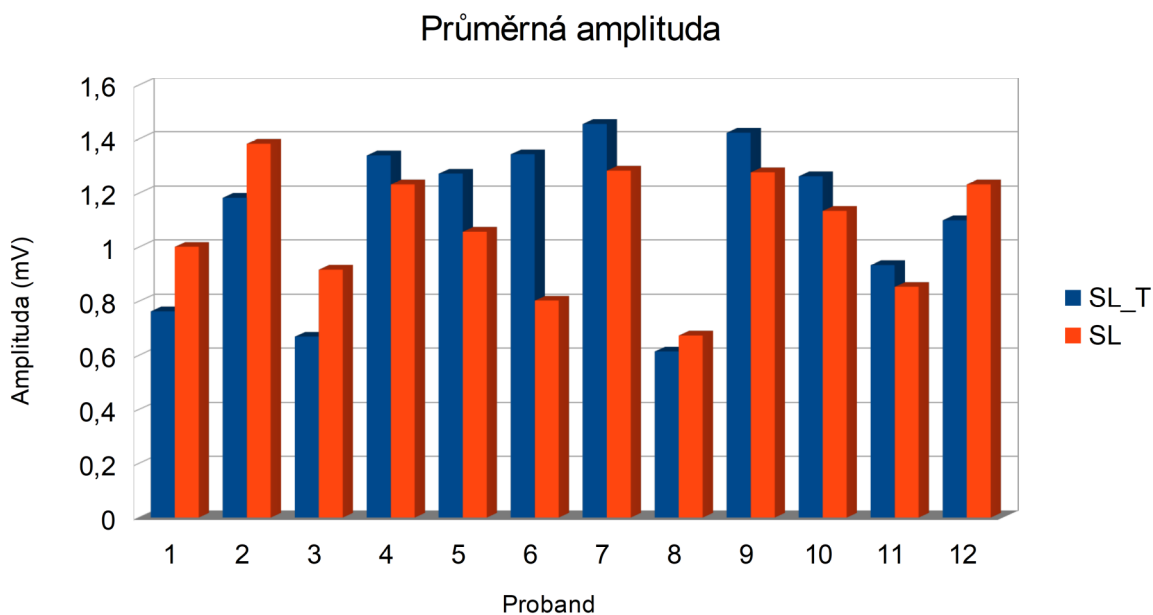
Proband	Průměrná amplituda	SD
1	1,03	0,54
2	1,61	0,7
3	0,92	0,37
4	1,36	0,88
5	1,06	0,52
6	0,8	0,35
7	1,28	1,12
8	0,67	0,34
9	1,28	0,84
10	1,13	0,67
11	0,85	0,3
12	1,23	0,91

### 5.3.6 Dřep bez dotyku

Výsledné hodnoty průměrné hodnoty středních hodnot amplitudy pro jednotlivé probandy při provedení dřepu bez dotyku včetně směrodatné odchylky.

Tabulka 11 - *Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.*

Proband	Průměrná amplituda	SD
1	0,7	0,44
2	1,17	0,54
3	0,67	0,34
4	1,5	0,97
5	1,3	0,98
6	1,52	0,39
7	1,46	0,86
8	0,61	0,29
9	1,87	1,56
10	1,42	1,16
11	0,93	0,27
12	1,12	0,8



Graf 4 - znázornění průměrné amplitudy u testovacích pohybů.

Shrnutí:

Stejně jako maximální amplituda, i hodnota průměrných amplitud pro oba testovací pohyby nedosáhla statisticky významného rozdílu při hodnotách  $1,11 \pm 0,3$  pro dřep s lehkým dotykem a  $1,07 \pm 0,22$  pro dřep bez dotyku při hladině  $p = 0,4$ .

### 5.3.7 Porovnání testovacích stereotypů

Tabulka 17 - Porovnání maximální a průměrné amplitudy pro oba testovací pohyby.

Testovací pohyb	Max. amplituda	Průměrná amplituda
Dřep s lehkým dotykem	1,58 ( $\pm 0,41$ )	1,11 ( $\pm 0,3$ )
Dřep bez dotyku	1,55 ( $\pm 0,39$ )	1,07 ( $\pm 0,22$ )

Shrnutí:

Pro obě sledované varianty amplitudy (maximální a průměrná) byly výsledné hodnoty u obou testovacích pohybů velice podobné a nedosáhly hladin statistické významnosti ( $1,58 \pm 0,41$  pro dřep s lehkým dotykem oproti  $1,55 \pm 0,39$  pro dřep dotyku s hladinou  $p = 0,5$  pro

maximální amplitudu a  $1,11 \pm 0,3$  pro dřep s lehkým dotykem oproti  $1,07 \pm 0,22$  pro dřep bez dotyku při hladině  $p = 0,4$ ).

## 5.4 Souhrn výsledků

- vstupní údaje probandů odpovídají běžné skupině populace bez cíleného upřesnění možných parametrů z hlediska věku, pohlaví, trénovanosti, antropometrických údajů či obtíží pohybového aparátu
- získaný EMG signál splnil předpoklady pro jeho dekompozici, zároveň sledované motorické jednotky a jejich parametry odpovídaly normám z dřívějších prací v této oblasti, konkrétně z hlediska přesnosti a počtu získaných motorických jednotek u jednotlivých testovacích pohybů
- počet a přesnost sledovaných motorických jednotek mezi testovacími pohyby byla prakticky shodná
- byla popsána maximální a průměrná frekvence pálení a maximální a průměrná amplituda pro všechny probandy v rámci obou sledovaných pohybů
- hodnoty maximální a průměrné frekvence pálení se lišily mezi testovanými pohyby ve prospěch vyšších hodnot maximální i průměrné frekvence pálení u varianty dřepu s lehkým dotykem, v obou případech se statisticky významným rozdílem, který byl zvýrazněn při rozřazení výsledků dle typu motorických jednotek podle prahu aktivace
- hodnoty maximální a průměrné amplitudy nedosahovaly v porovnání obou pohybových vzorů signifikantně rozdílných hodnot
- při porovnání dominantně koordinačního a dominantně silového pohybového vzoru byl sledován rozdíl v řízení motorických jednotek, značící různé taktiky společného řízení při různých pohybových úkonech

## 6 DISKUZE

### 6.1 Zhodnocení provedené studie k hypotéze č. 1 a č. 2

Vzhledem k pilotnímu charakteru experimentální části, která dle znalostí autora patřila ve své době zhotovení k jedné ze dvou studií na světě, které využily dekompoziční metodu pro popis průběhu anizometrických cyklických kontrakcí (De Luca et al., 2015), jeden z prvních podstatných úkolů spočíval v potvrzení vhodnosti této metody pro dané zadání. Pro zhodnocení úspěšnosti využití dekompozice lze využít dvou základních hledisek – množství sledovaných unikátních motorických jednotek a přesnost jejich věrohodnosti (Nawab et al., 2010; De Luca et al., 2015; Lindley, 2015).

Pro tyto účely byla sestavena první hypotéza, která předpokládala kvalitní a konzistentní výtěžnost napříč testovacími pohyby u všech probandů. Při přesnosti s dolní hranicí 80%, která byla popsána pro dynamické kontrakce (De Luca et al., 2015) a minimální výtěžností 8 motorických jednotek na testovací pohyb u jednotlivého probanda (De Luca et al., 2006; Nawab et al., 2010) byla získána dostatečně kvalitní data o parametrech motorických jednotek od 12 z původních 15 probandů. Tři probandi sice úspěšně zvládli testovací pohyby, ale výsledná data nebyla z hlediska získaného EMG signálu dostatečně kvalitní pro potřeby dekompoziční metody a byla ze studie vyloučena. Zbývajících 12 probandů prošlo měřením s dostatečně kvalitním signálem, které splňovalo zmíněné požadavky. Výsledný průměrný zisk motorických jednotek na probanda při zachování 80% přesnosti je  $14,1 \pm 4,6$  pro dřep s lehkým dotykem a  $14,9 \pm 3,5$  pro dřep bez dotyku s celkovým počtem 349 získaných MJ.

Shledáváme tedy metodu dekompozice EMG signálu v rámci naší experimentální části jako vhodnou pro využití u cyklických anizometrických kontrakcí s ohledem na kvalitu získaných dat, čímž potvrzujeme hypotézu H1, uniformita základních parametrů sledovaných motorických jednotek pak potvrzuje hypotézu H2. Kvalita získaných dat a výstupů z dekompoziční metody EMG signálu dosahuje totožných úrovní, jaké jsou prezentovány v dalších relevantních pracích užívajících tuto metodu na základně obdobného přístrojového vybavení (Lindley, 2015; De Luca & Contessa, 2015).

## 6.2 Porovnání sledovaných parametrů pro hypotézu č. 3

Hlavní sledovaný parametr napříč testovacími pohyby byla frekvence pálení. Popisuje množství aktivací dané motorické jednotky za sekundu a poukazuje na další parametry této motorické jednotky, kdy sledujeme vztah dřívějšího práhu náboru a menší amplitudy u MJ s vyšší frekvencí pálení, opačně pak později aktivované motorické jednotky mívají vyšší amplitudu a nižší frekvenci pálení (Richards, 2018). Tyto vztahy v rámci aktivace podléhají Hennemanovu principu (Henneman, 1957) a schématu cibulové slupky (Contessa & De Luca, 2013; De Luca, 2015b), které určují souslednost aktivace motorických jednotek v kontextu požadované práce daného svalu. Zároveň lze usuzovat na rozdílné úlohy rychleji pálicích motorických jednotek oproti pomaleji pálicím MJ. V rámci naší práce můžeme potvrdit oba tyto popsané principy.

Pro potřeby práce byla frekvence pálení porovnána jakožto průměr hodnot všech motorických jednotek daného probanda s rozdělením na maximální a průměrné hodnoty frekvence pálení během testovacích pohybů. Tyto hodnoty pak byly rozděleny dle testovacího pohybu, tedy dřepu s lehkým dotykem a dřepu bez dotyku a porovnány vůči sobě pro popis rozdílů frekvencí pálení mezi zvolenými testovacími pohyby.

Obě varianty frekvence pálení jsou vyšší u provedení dřepu s lehkým dotykem ( $19,32 \pm 1,93$  a  $9,5 \pm 1,7$  oproti  $17,44 \pm 3,03$  a  $8,28 \pm 1,61$  pro maximální a průměrné hodnoty respektive) oproti dřepu bez dotyku, významnost získaného výsledku je signifikantní ( $p > 0,001$ ) pro maximální frekvenci pálení, pro průměrnou frekvenci pálení pak tento rozdíl také nabyl hodnot pro signifikantní významnost ( $p > 0,0009$ ). Tento rozdíl znázorňuje rozdílnou taktiku nervového systému při náboru motorických jednotek pro vyřešení dané pohybové situace. Modulace rychlosti pálení aktivních motorických jednotek podléhá principu společného řízení (De Luca & Erim, 2002) a je jednou z několika možností, jako nervový systém ovlivňuje práci svalů dle požadované činnosti a jejích vlastností ve smyslu kvality. Mezi další možnosti typicky patří aktivování dalších motorických jednotek, které svou aktivitou dají dohromady výslednou práci nutnou pro splnění pohybového zadání (Girts et al., 2020).

Na základě předchozích prací (Balshaw et al., 2017; Orantes-Gonzalez et al., 2023) jsme pro lepší popis rozdílů ve frekvenci pálení využili při vyhodnocení dat jako podsložku dělení motorických jednotek na třetiny dle vztahu práhu náboru a maximální frekvence pálení.

Dělení MJ je na brzy, středně a pozdně aktivované jednotky. V rámci této varianty porovnání pak sledujeme vyšší frekvenci pálení brzy ( $22,63 \pm 2,83$  u dřepu s dotykem oproti  $20,75 \pm 3,31$  u dřepu bez dotyku) a středně ( $18,53 \pm 3,53$  u dřepu s dotykem oproti  $15,54 \pm 4,46$  u dřepu bez dotyku) aktivovaných motorických jednotek, u pozdně aktivovaných MJ tento rozdíl pak nesledujeme ( $10,09 \pm 3,55$  oproti  $8,47 \pm 3,89$  respektive). Rozdíly mezi brzy a středně aktivovanými jednotkami byly dle statistické analýzy signifikantní ( $p < 0,009$  a  $0,001$  respektive), u pozdně aktivovaných MJ pak signifikantní nebyly ( $p = 0,111$ ). Znázorněné rozdíly pak podtrhují vliv společného řízení na modulaci práce motorických jednotek, kdy dříve aktivované MJ s vyšší frekvencí pálení doznaly větší změny při variantě dřepu s lehkým dotykem.

Pro podrobnější popsání rozdílů v taktice řízení pohybu při vybraných testovacích pohybech byla jako druhý sledovaný parametr zvolena amplituda práce motorických jednotek, která znázorňuje velikost vlastního signálu vypovídajícího o intenzitě práce MJ. Amplituda byla sledovaná jako průměr maximálních, respektive průměrných hodnot daného probanda během vybraného testovacího pohybu, aby bylo porovnání dat konstantní s frekvencí pálení. Výsledná amplituda během pohybu pak vypovídá o množství práce, nutné pro vykonání daného pohybu v kontextu konkrétního svalu (vzhledem k množství svalových synergií během pohybů je takto získaná amplituda pouze dílčí složka).

Maximální i průměrná amplituda byla bez signifikantního rozdílu pro oba testovací pohyby ( $1,58 \pm 0,41$  a  $1,11 \pm 0,3$  oproti  $1,55 \pm 0,39$  a  $1,07 \pm 0,22$  pro dřep s lehkým dotykem oproti dřepu bez dotyku při hladině  $p = 0,5$  a  $p = 0,4$  respektive). Jak bylo popsáno, amplituda vyjadřuje velikost EMG signálu během aktivace dané motorické jednotky, což znázorňuje množství práce, kterou tato motorická jednotka vykonává. Zvolený testovací pohyb v obou případech spočíval v dřepu na jedné dolní končetině, jednalo se tedy o konstantní složku práce – váha probanda a hloubka a tempo dřepu byly napříč testovacími pohyby konstantní. Díky této uniformitě pak lze očekávat, že nutná práce, kterou poskytují sledované motorické jednotky, bude stejná během obou testovacích pohybů. Tento výsledek doplňuje výše popsané rozdíly z hlediska rozdílnosti frekvence pálení a dále popisuje rozdílnou taktiku společného řízení při modifikaci parametrů motorických jednotek během pohybových činností s důrazem na jinou složku.

Příčina vyšší frekvence pálení u varianty dřepu s lehkým dotykem, při zachování stejné amplitudy mezi testovacími pohyby, by mohla spočívat v dodatečném proprioceptivním zásobení, které dostává CNS skrz lehký dotyk (Damavandi et al., 2020). Dřep na jedné dolní končetině reprezentuje silově i koordinačně poměrně náročnou činnost, která klade velké nároky na pohybový systém. Souběžně se jedná o pohybový vzor, který se používá v rámci testování stability a síly dolní končetiny v prostředí rehabilitace, ortopedie, sportovního a silového tréninku (Ugalde et al., 2015; Cardoso et al., 2021; Rees et al., 2019; Carroll et al., 2021). Lehký dotyk pak prezentuje přísun somatosenzorických informací, které může nervový systém využít pro zlepšení svalové činnosti v rámci koordinace pohybu (Watanabe et al., 2010; Baldan et al., 2014). Tyto dodatečné vstupní informace pak lze využít pro lépe koordinované zapojení motorických jednotek, které se podílí na výsledném pohybovém vzorci skrz systém společného řízení, které průběžně modifikuje a určuje konkrétní parametry aktivních motorických jednotek (De Luca & Erim, 2002; Mochizuki et al., 2006). V tomto kontextu by se pak jednalo o námi zaznamenanou vyšší frekvenci pálení u dříve aktivovaných motorických jednotek, které by mohly být zodpovědné za hladší a plynulejší kontrakci. Jako makroskopický odraz práce společného řízení lze pak sledovat stabilnější, plynulejší provedení dřepu na jedné dolní končetině s lehkým dotykem oproti variantě dřepu na jedné dolní končetině bez dotyku (Uchida et al., 2015).

Tento trend vyšší frekvence pálení, zejména u dříve aktivovaných, rychleji pálicích motorických jednotek by potvrzoval výsledky rozdílné aktivace VM a VL z dalších studií. V rámci experimentu, který provedl Orantes-Gonzalez a jeho tým (2023), byl popsán rozdíl ve frekvenci pálení dříve aktivovaných motorických jednotek zejména u VM oproti VL při sledování excentrické a koncentrické fáze dřepu. Autoři se domnívají, že vyšší frekvence pálení menších MJ souvisí s funkcí vastu medialis, která se oproti laterálnímu vastu asociuje se stabilizací a koordinací pohybu kolenního kloubu, oproti více silově zaměřené funkci vnější hlavy quadricepsu (Orantes-Gonzalez et al., 2023; Ward et al., 2009; Lindley, 2015; Alsaleh et al., 2021).

### **6.3 Syntéza získaných parametrů v kontextu řízení pohybu**

Význam poznatků, popisujících rozdílné hodnoty frekvence pálení při zachování stejné amplitudy napříč testovacími pohyby je potřeba zhodnotit s ohledem na současné informační zázemí zabývající se řízením pohybu. Nervosvalová koordinace základně



disponuje dvěma možnostmi na úrovni motorických jednotek pro úpravu pohybového stereotypu, a to nábor nových motorických jednotek, nebo modulace parametrů práce stávajících jednotek (Duchateau & Baudry, 2014). Kombinací těchto faktorů pak lze vybraný pohybový vzor přizpůsobit pro požadovaný výsledek.

Modulace frekvence pálení lze sledovat typicky u vyšších kvalitativních nároků na výslednou svalovou činnost. Jako příklady lze uvést navýšení frekvence pálení již aktivních motorických jednotek během rychlejších pohybových vzorů, přičemž výsledná zůstává amplituda zůstává stejná (Oliveira & Negro, 2021). Tyto výsledky taktéž svědčí pro námi sledovanou taktiku společného řízení, které udržuje výsledný počet aktivních MJ stejný a pouze moduluje frekvenci pálení, což reflektuje konstantní požadavek na sílu a změnu požadavku na kvalitu kontrakce daného svalu. Jako další příklad lze uvést předcházející studie ohledně posturální stability, které pomocí povrchového EMG sledovaly konstantní amplitudu tricepsu surae při více i méně stabilních situacích (Watanabe et al., 2013). Povrchová varianta EMG vyšetření neposkytuje vzhled do parametrů motorických jednotek, nicméně konstantní amplituda při více i méně stabilních pohybových situacích souhlasí s našimi výsledky. V kontextu posturálních činností lze i sledovat obecnou převahu rychleji pálicích motorických jednotek, které se vyznačují pomalejší unavitelností – tento parametr se jeví jako stěžejní při dlouhotrvajících kontrakcích, které nejsou náročné na výslednou sílu, ale na koordinaci a kvalitu (Aoyama et al., 2021). Kromě posturálních činností se důrazem na tyto parametry vyznačují zejména koordinačně náročné činnosti. V neposlední řadě lze zmínit vliv únavy, během které lze makroskopicky sledovat horší kvalitu výsledného pohybu a hůře koordinovanou svalovou práci. Tyto jevy jsou výsledkem vyčerpání prvotně aktivovaných motorických jednotek, za které pak společné řízení hledá náhradu v podobě větších jednotek s nižší frekvencí pálení a větší amplitudou (Adam & De Luca, 2005; Carpentier et al., 2001; Stock et al., 2012). Jedná se v konečném výsledku o neefektivní, ale nutné korekce zapojení motorických jednotek, které jsou opět nejspíše koordinovány skrz společné řízení (De Luca & Contessa, 2015).

Z hlediska frekvence pálení sledujeme obrácenou situaci, tedy nižší frekvence pálení sledovaných motorických jednotek, v případě pozorování probandů v seniorním věku. Skrz fyziologickou neurodegeneraci dochází k snížení maximální frekvence pálení, což je kompenzováno nábořem dodatečných motorických jednotek skrz kolaterální reinervaci (Roos et al., 1997). Tento jev lze pak popsat jako vyšší amplitudu dané svalové práce, protože

dochází k aktivaci většího počtu pomaleji pálících motorických jednotek pro uspokojení dané potřeby. Mezi další sledovatelné jevy patří i horší koordinace pohybů u stejné populační skupiny, kterou lze vysvětlit změnou poměru svalových vláken v jedné motorické jednotce a snížením maximální frekvence pálení nutné k vytvoření koordinované prolongované kontrakce (Girts et al., 2020; Fling et al., 2009).

Syntézou těchto poznatků lze ucelit současný pohled na možnosti společného řízení motorických jednotek, které využívá modulace parametrů motorických jednotek, případně náboru dalších jednotek, pro vznik výsledné svalové práce. Navýšení frekvence pálení lze obecně přisuzovat kvalitativně náročnější svalové činnosti, která vyžaduje vyšší přesnost svalové koordinace a souběžně se prezentuje jako spíše vytrvalostní než maximální silová činnost. Tyto parametry jsou zároveň vyjádřeny typickou absencí změny amplitudy související s konstantním silovým nárokem. Recipročně pak navýšení amplitudy sledujeme při vyšší poptávce výsledné síly generované daným svalem, což má typicky za následek horší koordinaci výsledného pohybu. Tato horší koordinace může být částečně zapříčiněna i absencí dostatečného času na využití vstupních sensorických a proprioceptivních informací, které vyžadují jisté množství času (Ishigaki et al., 2016a, 2016b).

Kromě popisu změny řízení motorických jednotek během různých pohybových činností je třeba také zmínit využití těchto jevů v klinické praxi. Oblast s velkým užitkem z poznatků o řízení pohybu je rehabilitace a ortopedie, kde jednou z teorií vzniku obtíží pohybového aparátu je možná porucha koordinace práce motorických jednotek při tvorbě daného pohybu (Lindley, 2015). Jak bylo znázorněno například u patelofemorálního syndromu, u skupin pacientů se v porovnání se zdravou populací dají najít změny řízení motorických jednotek z hlediska prahu náboru a frekvence pálení, které se dají případně oslovit terapeutickou intervencí, která koriguje parametry skrz společné řízení (Lindley, 2015). Tyto poznatky se pak dají kombinovat s více mechanicky orientovanými informacemi pro širší, ucelenější etiopatogenezi obtíží pohybového aparátu (Říha, 2011). Obzvláště zajímavé prolnutí oblastí by mohlo přinést aplikování hlubších poznatků z hlediska řízení pohybu do fyzioterapie, zejména v kontextu funkčních poruch a bolestí zad (Poděbradská, 2018). Polemizuje se o roli řízení pohybu při vzniku a změně pohybových stereotypů a možnost sledovat a hodnotit koordinaci motorických jednotek u pacientů trpících například na vertebrogenní algický syndrom by se mohlo ukázat jako nedoceníitelné. V tomto kontextu by se jako zajímavé jevilo i využití studií s klinickou i neklinickou populací probandů, který

umožňuje syntézu poznatků z obou oblastí do celkového popisu řízení motorických jednotek (Boe et al., 2010; Hourigan et al., 2015).

Významný vhled poskytuje dekompoziční metoda do neurodegenerativních onemocnění, jako je například amyotrofická laterální skleroza (Vucic et al., 2007; Bashford et al., 2020) nebo diabetická neuropatie (Allen et al., 2015). Vzhledem k tomu, že tato onemocnění postihují primárně nervová vlákna, nicméně mají jasný motorický projev, hodnocení této interakce se dá využít v rámci diagnostiky, průběžného testování a prevence (Boe et al., 2010; Bashford et al., 2020). V tomto kontextu může mít význam i sledování motorických jednotek dle dělení na třetiny, použitého v této a dalších studiích (Balshaw et al., 2017; Orantes-Gonzalez et al., 2023). Pakliže některá neurodegenerativní onemocnění postihují primárně motorické jednotky s nízkým prahem náboru, preferenční aktivace jiných jednotek může poskytovat benefit právě těmto pacientům (Vucic et al., 2007; De Luca et al., 2014).

## **6.4 Limitace studie**

Vzhledem k pilotní povaze studie nelze zde prezentované výsledky aplikovat pro širší populace a bylo by vhodné je potvrdit na větším počtu probandů s případnou homogenizací pro konkrétní parametry – velmi vhodné by bylo ověření u trénovaných jedinců. Další významnou skupinou pro replikaci této studie by mohly být skupiny s klinicky podstatným přesahem – senioři, pacienti po operačních zákrocích na dolní končetině nebo například po distorzi hlezna, kde lze očekávat deficit stability a bylo by výhodné podrobněji posoudit konkrétní mechanismy tohoto deficitu a případnou roli řízení motorických jednotek.

V rámci limitací této konkrétní studie by bylo vhodné studii doplnit měřením svalové síly ve smyslu maximální volní kontrakce a následného posouzení procentuální úrovně síly při provedení testovacích pohybů. Toto by umožnilo s větší přesností posoudit vztah amplitudy k pohybovému vzoru a ověřit absenci rozdílů, na které poukázal náš testovací protokol.

Je třeba taktéž zmínit, že v oblasti dekompozice anizometrických cyklických kontrakcí není k dispozici velké množství předcházejících prací a většina dostupných informací je přejímána ze studií, které využívaly izometrické kontrakce. V tomto kontextu nelze vyloučit, že nedojde k úpravě některých podléhajících poznatků či vhodných parametrů testovacích

prokolů pro anizometrické kontrakce díky novým informacím právě ze studií pohybových vzorů.

## 7 ZÁVĚR

Řízení motorické činnosti člověka patří mezi nejsložitější vztahy, které lze pozorovat a hodnotit jak ve výzkumné, tak v klinické praxi. Podíl na tom má zejména komplexnost nervové soustavy, které dominuje mozek jakožto ústředí řízení pohybu. Zároveň spočívají další překážky v kontextu vlastního pohybu člověka, který je dramaticky multifaktoriální – věk, únava, pohlaví, trénovanost, rychlost, odpor, pozice a zkrácení svalu, to vše spadá mezi mnohem obsáhlejší skupinu parametrů, které určují výsledný pohyb. Nelze se tedy divit, že poznání v této oblasti probíhá pomalu, jeden střípek informace po druhém.

V tomto kontextu patří tato práce přesně mezi výše zmíněné – střípky informací, které je potřeba integrovat do širšího obrazu, aby byl opět o něco ucelenější. Úzce s tím souvisí i pilotní charakter vlastní práce, která byla v době průběhu experimentální části dle znalosti autora teprve druhou prací na světě, která věrohodně sledovala a popsala motorické jednotky *in vivo* během anizometrických cyklických kontrakcí. Nyní, o čtyři roky později, se počet těchto prací rozšířil dle znalostí autora na pět (De Luca et al., 2015; Oliveira & Negro, 2021; Yokoyama et al., 2022; Orantes-Gonzalez et al., 2023). Pouze čtyři z nich pak hodnotily řízení motorických jednotek během aktivit, které jsou blízké běžnému dennímu pohybu člověka, včetně této práce (De Luca et al., 2015; Yokoyama et al., 2022; Orantes-Gonzalez et al., 2023).

Jedním z dílčích cílů této práce bylo představení poměrně mladé metody dekompozice elektromyografického signálu, vzhledem k jejímu významu v relativně málo prozkoumavé oblasti řízení pohybu (připomenout je třeba princip společného řízení a schéma cibulové slupky). Ve svých počátcích se jedná o metodu několik dekad starou, přelomová aplikace na anizometrické cyklické kontrakce je pak otázka posledních osmi let. Je přesvědčením autora, že tyto poznatky zasluhují širší pozornost, které se jim nepochybně dostane, po obligátní době zpoždění výměny informací z výzkumné do klinické praxe. I proto provází tuto disertační práci snaha o shromáždění a rozřídění většího množství informací o řízení pohybového aparátu, které jsou získány díky dekompoziční metodě.

V návaznosti na přehled poznatků o řízení pohybu bylo jedním z našich dalších cílů poukázání na kvality dekompozice EMG signálu ve výzkumném prostředí, včetně hardwarového a softwarového vybavení. Jak ukazuje experimentální část, i tento cíl byl

splněn, kdy sledované parametry motorických jednotek svou kvalitou i kvantitou splnily daná očekávání a výsledky mohou bez obtíží obstát v kontextu celosvětových studií využívajících dekompoziční metodu.

Svou zbývající experimentální částí přinesla tato disertační práce nové poznatky do řízení motorických jednotek při různých činnostech, které mají své využití v reálném životě. Rozdíl ve frekvenci pálení, včetně poukázání na podrobnější dělení motorických jednotek dle frekvence pálení, spolu s obdobnými hodnotami amplitudy mezi testovacími pohyby dává dohromady obraz změny parametrů motorických jednotek díky fenoménu společného řízení, které moduluje jejich práci. Podařilo se poukázat na rozdílnou aktivaci motorických jednotek během dřepu s lehkým dotykem, kde díky vyššímu propioceptivnímu a somatosenzorickému zásobení došlo k navýšení frekvence pálení. Tato změna se posléze projevuje koordinovanějším pohybem, který lze sledovat okem odborníka.

Je nadějí autora, že tato práce a její výsledky podnětí další badatele v oblasti řízení pohybu pro návrh a tvorbu podobných prací, které by mohly přinést další poznatky právě v tomto složitém konceptu. Dekompoziční metoda se jeví jako ideální nástroj, který dokáže vnést světlo do způsobu koordinace a řízení práce motorických jednotek a najde své využití nejen ve výzkumné, ale i v klinické praxi.

## 8 SEZNAM CITOVANÉ LITERATURY

- Adam, A., & De Luca, C. J. (2005). Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 99(1), 268–280. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01344.2004>
- Allen, M. D., Stashuk, D. W., Kimpinski, K., Doherty, T. J., Hourigan, M. L., & Rice, C. L. (2015). Increased neuromuscular transmission instability and motor unit remodelling with diabetic neuropathy as assessed using novel near fibre motor unit potential parameters. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 126(4), 794–802. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2014.07.018>
- Alsaleh, S. A., Murphy, N. A., Miller, S. C., Morrissey, D., & Lack, S. D. (2021). Local neuromuscular characteristics associated with patellofemoral pain: A systematic review and meta-analysis. *Clinical Biomechanics*, 90, 105509. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105509>
- Baccini, M., Rinaldi, L. A., Federighi, G., Vannucchi, L., Paci, M., & Masotti, G. (2007). Effectiveness of fingertip light contact in reducing postural sway in older people. *Age and ageing*, 36(1), 30–35. <https://doi.org/10.1093/ageing/afl072>
- Balcarek P, Oberthür S, Frosch S, Schüttrumpf JP, Stürmer KM. Vastus medialis obliquus muscle morphology in primary and recurrent lateral patellar instability. *Biomed Res Int*. 2014;2014:326586. doi: 10.1155/2014/326586. Epub 2014 Apr 29. PMID: 24868524; PMCID: PMC4020533.
- Baldan, A. M., Alouche, S. R., Araujo, I. M., & Freitas, S. M. (2014). Effect of light touch on postural sway in individuals with balance problems: a systematic review. *Gait & posture*, 40(1), 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.028>
- Bashford, J., Mills, K., & Shaw, C. (2020). The evolving role of surface electromyography in amyotrophic lateral sclerosis: A systematic review. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 131(4), 942–950. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.12.007>
- Basmajian, J. V. & De Luca, C. J. (1985). *Muscles alive: their functions revealed by electromyography*. Baltimore. ISBN 9780683004144.

- Beck, T. W., Defreitas, J. M., Stock, M. S., & Dillon, M. A. (2011). Effects of resistance training on force steadiness and common drive. *Muscle & nerve*, *43*(2), 245–250. <https://doi.org/10.1002/mus.21836>
- Berger, M. J., Chess, D. G., & Doherty, T. J. (2011). Vastus medialis motor unit properties in knee osteoarthritis. *BMC musculoskeletal disorders*, *12*, 199. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-12-199>
- Boe, S. G., Stashuk, D. W., Brown, W. F., & Doherty, T. J. (2005). Decomposition-based quantitative electromyography: effect of force on motor unit potentials and motor unit number estimates. *Muscle & nerve*, *31*(3), 365–373. <https://doi.org/10.1002/mus.20266>
- Boe, S. G., Antonowicz, N. M., Leung, V. W., Shea, S. M., Zimmerman, T. C., & Doherty, T. J. (2010). High inter-rater reliability in analyzing results of decomposition-based quantitative electromyography in subjects with or without neuromuscular disorder. *Journal of neuroscience methods*, *192*(1), 138–145. <https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2010.07.024>
- Cardoso, V. A., Resende, R. A., Aquino, C. F., Andrade, A. G. P., Silva, P. L. P., Amaral, G. M., Fonseca, S. T., & Ocarino, J. M. (2021). A novel single-leg squat test with speed and accuracy requirements: Reliability and validity in anterior cruciate ligament reconstructed individuals. *The Knee*, *29*, 150–159. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2021.01.031>
- Carpentier, A., Duchateau, J., & Hainaut, K. (2001). Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *The Journal of physiology*, *534*(Pt 3), 903–912. <https://doi.org/10.1111/j.1469-7793.2001.00903.x>
- Carroll, L. A., Kivlan, B. R., Martin, R. L., Phelps, A. L., & Carcia, C. R. (2021). The Single Leg Squat Test: A "Top-Down" or "Bottom-Up" Functional Performance Test?. *International journal of sports physical therapy*, *16*(2), 360–370. <https://doi.org/10.26603/001c.21317>
- Contessa, P., & De Luca, C. J. (2013). Neural control of muscle force: indications from a simulation model. *Journal of neurophysiology*, *109*(6), 1548–1570. <https://doi.org/10.1152/jn.00237.2012>
- Contessa, P., De Luca, C. J., & Kline, J. C. (2016). The compensatory interaction between motor unit firing behavior and muscle force during fatigue. *Journal of neurophysiology*, *116*(4), 1579–1585. <https://doi.org/10.1152/jn.00347.2016>



- Culvenor, A. G., Girdwood, M. A., Juhl, C. B., Patterson, B. E., Haberfield, M. J., Holm, P. M., Bricca, A., Whittaker, J. L., Roos, E. M., & Crossley, K. M. (2022). Rehabilitation after anterior cruciate ligament and meniscal injuries: a best-evidence synthesis of systematic reviews for the OPTIKNEE consensus. *British journal of sports medicine*, *56*(24), 1445–1453. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2022-105495>
- Damavandi, M., Mahendrarajah, L., Dixon, P. C., & DeMont, R. (2020). Knee joint kinematics and neuromuscular responses in female athletes during and after multi-directional perturbations. *Human movement science*, *70*, 102596. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2020.102596>
- Defreitas, J. M., Beck, T. W., Ye, X., & Stock, M. S. (2014). Synchronization of low- and high-threshold motor units. *Muscle & nerve*, *49*(4), 575–583. <https://doi.org/10.1002/mus.23978>
- De Luca, C. J., LeFever, R. S., McCue, M. P., & Xenakis, A. P. (1982). Control scheme governing concurrently active human motor units during voluntary contractions. *The Journal of physiology*, *329*, 129–142. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1982.sp014294>
- De Luca, C.J. & Mambrito, B., 1987. Voluntary control of motor units in human antagonist muscles: coactivation and reciprocal activation. *Journal of neurophysiology*, *58*(3), pp.525–42.
- De Luca, C. J., & Erim, Z. (1994). Common drive of motor units in regulation of muscle force. *Trends in neurosciences*, *17*(7), 299–305. [https://doi.org/10.1016/0166-2236\(94\)90064-7](https://doi.org/10.1016/0166-2236(94)90064-7)
- de Luca, C. J., Foley, P. J., & Erim, Z. (1996). Motor unit control properties in constant-force isometric contractions. *Journal of neurophysiology*, *76*(3), 1503–1516. <https://doi.org/10.1152/jn.1996.76.3.1503>
- De Luca, C.J. & Erim, Z., 2002. Common drive in motor units of a synergistic muscle pair. *Journal of neurophysiology*, *87*(4), pp.2200–4.
- De Luca, C. J., Adam, A., Wotiz, R., Gilmore, L. D., & Nawab, S. H. (2006). Decomposition of surface EMG signals. *Journal of neurophysiology*, *96*(3), 1646–1657. <https://doi.org/10.1152/jn.00009.2006>

- De Luca, C. J., & Contessa, P. (2012). Hierarchical control of motor units in voluntary contractions. *Journal of neurophysiology*, *107*(1), 178–195. <https://doi.org/10.1152/jn.00961.2010>
- De Luca, C. J., Kline, J. C., & Contessa, P. (2014). Transposed firing activation of motor units. *Journal of neurophysiology*, *112*(4), 962–970. <https://doi.org/10.1152/jn.00619.2013>
- De Luca, C. J., & Contessa, P. (2015). Biomechanical benefits of the Onion-Skin motor unit control scheme. *Journal of biomechanics*, *48*(2), 195–203. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.12.003>
- De Luca, C. J., Chang, S. S., Roy, S. H., Kline, J. C., & Nawab, S. H. (2015). Decomposition of surface EMG signals from cyclic dynamic contractions. *Journal of neurophysiology*, *113*(6), 1941–1951. <https://doi.org/10.1152/jn.00555.2014>
- de Souza, L. M. L., Cabral, H. V., de Oliveira, L. F., & Vieira, T. M. (2018). Motor units in vastus lateralis and in different vastus medialis regions show different firing properties during low-level, isometric knee extension contraction. *Human movement science*, *58*, 307–314. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2017.12.012>
- Duchateau, J., & Baudry, S. (2014). The neural control of coactivation during fatiguing contractions revisited. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *24*(6), 780–788. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.08.006>
- Dylevský, I. (2009). Funkční anatomie. Grada, 532 s.
- Eccles, J. C., Eccles, R. M., & Lundberg, A. (1958). The action potentials of the alpha motoneurons supplying fast and slow muscles. *The Journal of physiology*, *142*(2), 275–291. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.1958.sp006015>
- Edwards, R.H. (1981) Human muscle function and fatigue. Ciba Foundation Symposium. 82:1–18.
- Erickson, L. N., Lucas, K. C. H., Davis, K. A., Jacobs, C. A., Thompson, K. L., Hardy, P. A., Andersen, A. H., Fry, C. S., & Noehren, B. W. (2019). Effect of Blood Flow Restriction Training on Quadriceps Muscle Strength, Morphology, Physiology, and Knee Biomechanics

Before and After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: Protocol for a Randomized Clinical Trial. *Physical therapy*, 99(8), 1010–1019. <https://doi.org/10.1093/ptj/pzz062>

Erim, Z., De Luca, C. J., Mineo, K., & Aoki, T. (1996). Rank-ordered regulation of motor units. *Muscle & nerve*, 19(5), 563–573. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-4598\(199605\)19:5<563::AID-MUS3>3.0.CO;2-9](https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-4598(199605)19:5<563::AID-MUS3>3.0.CO;2-9)

Erim, Z., Beg, M. F., Burke, D. T., & de Luca, C. J. (1999). Effects of aging on motor-unit control properties. *Journal of neurophysiology*, 82(5), 2081–2091. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.5.2081>

Escamilla, R. F. (2001). Knee biomechanics of the dynamic squat exercise. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(1), 127–141. <https://doi.org/10.1097/00005768-200101000-00020>

Fling, B. W., Knight, C. A., & Kamen, G. (2009). Relationships between motor unit size and recruitment threshold in older adults: implications for size principle. *Experimental brain research*, 197(2), 125–133. <https://doi.org/10.1007/s00221-009-1898-y>

Fontana, J. (2023, 2. října) .Funkce buněk a lidskeho těla: Multimedialni scripta [online]. <http://fbt.cz/skripta/>

Ghazwan, A., Wilson, C., Holt, C. A., & Whatling, G. M. (2022). Knee osteoarthritis alters peri-articular knee muscle strategies during gait. *PloS one*, 17(1), e0262798. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0262798>

Girts, R. M., Mota, J. A., Harmon, K. K., MacLennan, R. J., & Stock, M. S. (2020). Vastus Lateralis Motor Unit Recruitment Thresholds Are Compressed towards Lower Forces in Older Men. *The Journal of frailty & aging*, 9(4), 191–196. <https://doi.org/10.14283/jfa.2020.19>

Göker, İ. (2014) Detection and Conditioning of EMG. *Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing*, edited by Ganesh R. Naik, IGI Global, pp. 58-94. <https://doi.org/10.4018/978-1-4666-6090-8.ch003>

Henneman, E. (1957). Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science (New York, N.Y.)*, 126(3287), 1345–1347. <https://doi.org/10.1126/science.126.3287.1345>

- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, *10*(5), 361–374. [https://doi.org/10.1016/s1050-6411\(00\)00027-4](https://doi.org/10.1016/s1050-6411(00)00027-4)
- Hourigan, M. L., McKinnon, N. B., Johnson, M., Rice, C. L., Stashuk, D. W., & Doherty, T. J. (2015). Increased motor unit potential shape variability across consecutive motor unit discharges in the tibialis anterior and vastus medialis muscles of healthy older subjects. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *126*(12), 2381–2389. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.02.002>
- Ishigaki, T., Imai, R., & Morioka, S. (2016). Cathodal transcranial direct current stimulation of the posterior parietal cortex reduces steady-state postural stability during the effect of light touch. *Neuroreport*, *27*(14), 1050–1055. <https://doi.org/10.1097/WNR.0000000000000654>
- Ishigaki, T., Ueta, K., Imai, R., & Morioka, S. (2016). EEG frequency analysis of cortical brain activities induced by effect of light touch. *Experimental brain research*, *234*(6), 1429–1440. <https://doi.org/10.1007/s00221-015-4545-9>
- Iwamoto, Y., Takahashi, M., & Shinkoda, K. (2017). Muscle co-contraction in elderly people change due to postural stability during single-leg standing. *Journal of physiological anthropology*, *36*(1), 43. <https://doi.org/10.1186/s40101-017-0159-1>
- Kaczmarek, L. K. & Levitan, I. B. (2015). *The Neuron*. Oxford university press, 2015.
- Kernell, D. 1965. The limits of firing frequency in cat lumbosacral motoneurons possessing different time course of afterhyperpolarization. *Acta Physiologica Scandinavica*. *65*, 87–100.
- Kline, J. C., & De Luca, C. J. (2016). Synchronization of motor unit firings: an epiphenomenon of firing rate characteristics not common inputs. *Journal of neurophysiology*, *115*(1), 178–192. <https://doi.org/10.1152/jn.00452.2015>
- LeFever, R. S., & De Luca, C. J. (1982). A procedure for decomposing the myoelectric signal into its constituent action potentials--Part I: Technique, theory, and implementation. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, *29*(3), 149–157. <https://doi.org/10.1109/tbme.1982.324881>

- Lieb, F. J., & Perry, J. (1968). Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 50(8), 1535–1548.
- Lindley, S. (2015) The Neuromuscular and Mechanical Control of the Knee Joint in Patellofemoral Pain Sufferers. Preston, Disertační práce. University of Central Lancashire.
- Madarshahian, S., Letizi, J., & Latash, M. L. (2021). Synergic control of a single muscle: The example of flexor digitorum superficialis. *The Journal of physiology*, 599(4), 1261–1279. <https://doi.org/10.1113/JP280555>
- Madarshahian, S., & Latash, M. L. (2021). Synergies at the level of motor units in single-finger and multi-finger tasks. *Experimental brain research*, 239(9), 2905–2923. <https://doi.org/10.1007/s00221-021-06180-y>
- Poděbradská, R. (2018) Funkční poruchy pohybového systému. Habilitační práce. Brno.
- Mambrito, B., & De Luca, C. J. (1984). A technique for the detection, decomposition and analysis of the EMG signal. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 58(2), 175–188. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(84\)90031-2](https://doi.org/10.1016/0013-4694(84)90031-2)
- Manske, R. C., & Prohaska, D. (2008). Physical examination and imaging of the acute multiple ligament knee injury. *North American journal of sports physical therapy : NAJSPT*, 3(4), 191–197.
- Martinelli, A. R., Coelho, D. B., & Teixeira, L. A. (2018). Light touch leads to increased stability in quiet and perturbed balance: Equivalent effects between post-stroke and healthy older individuals. *Human movement science*, 58, 268–278. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.03.001>
- McGill, K. C., & Dorfman, L. J. (1985). Automatic decomposition electromyography (ADEMG): validation and normative data in brachial biceps. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, 61(5), 453–461. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(85\)91038-7](https://doi.org/10.1016/0013-4694(85)91038-7)
- Mochizuki, G., Semmler, J. G., Ivanova, T. D., & Garland, S. J. (2006). Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. *Experimental brain research*, 175(4), 584–595. <https://doi.org/10.1007/s00221-006-0575-7>

- Morris, Z. S., Wooding, S., & Grant, J. (2011). The answer is 17 years, what is the question: understanding time lags in translational research. *Journal of the Royal Society of Medicine*, *104*(12), 510–520. <https://doi.org/10.1258/jrsm.2011.110180>
- Nawab, S. H., Chang, S. S., & De Luca, C. J. (2010). High-yield decomposition of surface EMG signals. *Clinical neurophysiology : official journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, *121*(10), 1602–1615. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2009.11.092>
- Okudaira, M., Hirono, T., Takeda, R., Nishikawa, T., Ueda, S., Mita, Y., Holobar, A., Yoshimura, A., & Watanabe, K. (2023). Longitudinal development of muscle strength and relationship with motor unit activity and muscle morphological characteristics in youth athletes. *Experimental brain research*, *241*(4), 1009–1019. <https://doi.org/10.1007/s00221-023-06590-0>
- Olewnik, Ł., Ruzik, K., Szewczyk, B., Podgórski, M., Aragonés, P., Karauda, P., Tubbs, R. S., Sanudo, J. R., Pires, M. B., & Polguy, M. (2022). The relationship between additional heads of the quadriceps femoris, the vasti muscles, and the patellar ligament. *BioMed research international*, *2022*, 9569101. <https://doi.org/10.1155/2022/9569101>
- Oliveira, A. S., & Negro, F. (2021). Neural control of matched motor units during muscle shortening and lengthening at increasing velocities. *Journal of applied physiology* (Bethesda, Md. : 1985), *130*(6), 1798–1813. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00043.2021>
- Orantes-Gonzalez, E., Heredia-Jimenez, J., Lindley, S. B., Richards, J. D., & Chapman, G. J. (2023). An exploration of the motor unit behaviour during the concentric and eccentric phases of a squat task performed at different speeds. *Sports biomechanics*, 1–12. Advance online publication. <https://doi.org/10.1080/14763141.2023.2221682>
- Patten, C., Kamen, G., & Rowland, D. M. (2001). Adaptations in maximal motor unit discharge rate to strength training in young and older adults. *Muscle & nerve*, *24*(4), 542–550. <https://doi.org/10.1002/mus.1038>
- Person, R. S., & Kudina, L. P. (1972). Discharge frequency and discharge pattern of human motor units during voluntary contraction of muscle. *Electroencephalography and clinical neurophysiology*, *32*(5), 471–483. [https://doi.org/10.1016/0013-4694\(72\)90058-2](https://doi.org/10.1016/0013-4694(72)90058-2)
- Pošusta, A., & Otáhal, J. (2012). Recording and Conditioning of Surface EMG Signal for Decomposition. *Bulletin of Applied Mechanics*. *8*(30), p. 28-31.

- Rees, D., Younis, A., & MacRae, S. (2019). Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners?. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *61*, 227–232. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
- Richards J. (2018). *The Comprehensive Textbook of Clinical Biomechanics*. Elsevier.
- Říha, M. (2011). Vliv morfologických změn femoropatelárního skloubení na celkovou reologickou odezvu systému kolenního kloubu. Praha. Disertace. Univerzita Karlova v Praze, Fakulta tělesné výchovy a sportu.
- Silva, M. F., Dias, J. M., Pereira, L. M., Mazuquin, B. F., Lindley, S., Richards, J., & Cardoso, J. R. (2017). Determination of the motor unit behavior of lumbar erector spinae muscles through surface EMG decomposition technology in healthy female subjects. *Muscle & nerve*, *55*(1), 28–34. <https://doi.org/10.1002/mus.25184>
- Stock, M. S., Beck, T. W., & Defreitas, J. M. (2012). Effects of fatigue on motor unit firing rate versus recruitment threshold relationships. *Muscle & nerve*, *45*(1), 100–109. <https://doi.org/10.1002/mus.22266>
- Tanji, J., & Kato, M. (1973). Recruitment of motor units in voluntary contraction of a finger muscle in man. *Experimental neurology*, *40*(3), 759–770. [https://doi.org/10.1016/0014-4886\(73\)90110-6](https://doi.org/10.1016/0014-4886(73)90110-6)
- Thomas, C. K., Ross, B. H., & Calancie, B. (1987). Human motor-unit recruitment during isometric contractions and repeated dynamic movements. *Journal of neurophysiology*, *57*(1), 311–324. <https://doi.org/10.1152/jn.1987.57.1.311>
- Toumi, H., Best, T. M., Pinti, A., Lavet, C., Benhamou, C. L., & Lespessailles, E. (2013). The role of muscle strength & activation patterns in patellofemoral pain. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, *28*(5), 544–548. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.04.005>
- Ugalde, V., Brockman, C., Bailowitz, Z., & Pollard, C. D. (2015). Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. *PM & R : the journal of injury, function, and rehabilitation*, *7*(3), 229–235. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2014.08.361>

- Uchida, Y., & Demura, S. (2015). Body sway and muscle activity during one-leg stance with help using a hand. *Journal of motor behavior*, 47(2), 89–94. <https://doi.org/10.1080/00222895.2014.956041>
- Van Melick, N., Meddeler, B. M., Hoogeboom, T. J., Nijhuis van der Sanden, M. W. G., van Cingel, R. E. H., & Macaluso, A. (2017). How to determine leg dominance: The agreement between self-reported and observed performance in healthy adults. *PLoS One*, 12(12), <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0189876>
- Véle, F. (2006). Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. Triton.
- Vohánka, S. (2017) Léky a nervosvalový přenos. *Neurologie pro praxi*. 18(1), 11-14.
- Vucic, S., Krishnan, A. V., & Kiernan, M. C. (2007). Fatigue and activity dependent changes in axonal excitability in amyotrophic lateral sclerosis. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry*, 78(11), 1202–1208. <https://doi.org/10.1136/jnnp.2006.112078>
- Ward, S. R., Eng, C. M., Smallwood, L. H., & Lieber, R. L. (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467(4), 1074–1082. <https://doi.org/10.1007/s11999-008-0594-8>
- Watanabe, S., Kobara, K., & Ishida, H. (2010). Influence of fingertip contact with a wall on postural sway and electromyographic activity of the soleus muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology*, 50(5), 229–233.
- Yokoyama, H., Kaneko, N., Sasaki, A., Saito, A., & Nakazawa, K. (2022). Firing behavior of single motor units of the tibialis anterior in human walking as non-invasively revealed by HDsEMG decomposition. *Journal of neural engineering*, 19(6), 10.1088/1741-2552/aca71b. <https://doi.org/10.1088/1741-2552/aca71b>
- Zaheer, F., Roy, S. H., & De Luca, C. J. (2012). Preferred sensor sites for surface EMG signal decomposition. *Physiological measurement*, 33(2), 195–206. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/2/195>
- Žarković, D., Šorfova, M., Tufano, J. J., Kutílek, P., Vítěčková, S., Ravník, D., Groleger-Sršen, K., Cikajlo, I., & Otáhal, J. (2021). Gait changes following robot-assisted gait training in children with cerebral palsy. *Physiological research*, 70(S3), S397–S408. <https://doi.org/10.33549/physiolres.934840>



## **SEZNAM PŘÍLOH**

Příloha č. 1: Seznam obrázků

Příloha č. 2: Seznam tabulek

Příloha č. 3: Seznam grafů

Příloha č. 4: Žádost etické komisi

Příloha č. 5: Informovaný souhlas

## **Příloha č. 1: Seznam obrázků**

Obrázek 1- pravý kolenní kloub. Zdroj: Manske, 2008.....	19
Obrázek 2 - schéma nervosvalové ploténky. Zdroj: Vohánka, 2017.....	22
Obrázek 3 - akční potenciál motorické jednotky. Zdroj: <a href="#">Göker</a> , 2014.....	23
Obrázek 4 - frekvence pálení motorických jednotek. Zdroj: vlastní.....	24
Obrázek 5 - schéma přenosu signálu MJ. Zdroj: Richards, 2018.....	27
Obrázek 6 - pokročilý EMG senzor. Zdroj: Richards, 2018.....	29
Obrázek 7 - porovnání záznamu hrubého EMG. Zdroj: vlastní.....	31
Obrázek 8 - vztah excitace a frekvence pálení. Zdroj: De Luca & Contessa, 2015.....	39
Obrázek 9 - porovnání záznamu hrubého EMG a dekompozice. Zdroj: De Luca & Contessa, 2015.....	44
Obrázek 10 - průběh testovacího protokolu. Zdroj: vlastní.....	53
Obrázek 11 - doporučená lokalita elektrody. Zdroj: Lindley, 2015.....	54
Obrázek 12 - ukázka výstupu dat z programu Neuromap Reports. Zdroj: vlastní.....	56

## **Příloha č. 2: Seznam tabulek**

Tabulka 1 – seznam probandů včetně základních údajů.....	52
Tabulka 2 - počet získaných motorických jednotek a jejich parametrů.....	57
Tabulka 3 - Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	58
Tabulka 4 - Maximální frekvence pálení pro dřep bez dotyku.....	59
Tabulka 5 - Dělení MJ na třetiny dle prahu náboru a porovnání dle pohybových vzorů pro průměrnou maximální frekvenci pálení. ....	59
Tabulka 6 - Průměrná frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	61
Tabulka 7 - Průměrná frekvence pálení pro dřep bez dotyku.....	61
Tabulka 8 - Porovnání frekvence pálení pro pohybové stereotypy.....	62
Tabulka 9 - Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	63
Tabulka 10 - Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	64
Tabulka 11 - Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	65
Tabulka 16 - Maximální frekvence pálení pro dřep s lehkým dotykem.....	66
Tabulka 17 - Porovnání maximální a průměrné amplitudy pro oba testovací pohyby.....	66

### **Příloha č. 3: Seznam grafů**

Graf 1 - znázornění maximální frekvence pálení v porovnání obou pohybových stereotypů.....	60
Graf 2 - znázornění průměrné frekvence pálení v porovnání obou pohybových stereotypů.....	62
Graf 3 - znázornění maximální amplitudy u testovacích pohybů.....	64
Graf 4 - znázornění průměrné amplitudy u testovacích pohybů.....	66

## Příloha č. 4: Žádost etické komisi



26 February 2019

Ambreen Chohan  
School of Health Sciences  
University of Central Lancashire

Dear Ambreen

Re: STEMH Ethics Committee Application  
Unique Reference Number: STEMH 989

The STEMH ethics committee has granted approval of your proposal application 'Muscle activity evaluation during different movement tasks'. Approval is granted up to the end of project date\*.

It is your responsibility to ensure that

- the project is carried out in line with the information provided in the forms you have submitted
- you regularly re-consider the ethical issues that may be raised in generating and analysing your data
- any proposed amendments/changes to the project are raised with, and approved, by Committee
- you notify [EthicsInfo@uclan.ac.uk](mailto:EthicsInfo@uclan.ac.uk) if the end date changes or the project does not start
- serious adverse events that occur from the project are reported to Committee
- a closure report is submitted to complete the ethics governance procedures (Existing paperwork can be used for this purposes e.g. funder's end of grant report; abstract for student award or NRES final report. If none of these are available use [e-Ethics Closure Report Proforma](#)).

Yours sincerely

Rebecca Phythian  
Deputy Vice Chair  
STEMH Ethics Committee

\* for research degree students this will be the final lapse date

*NB - Ethical approval is contingent on any health and safety checklists having been completed and necessary approvals gained as a result.*

## Příloha č. 5: Informovaný souhlas

Appendix 4



### PARTICIPANT INFORMATION SHEET

**Title of Study:** Muscle evaluation during different movement tasks.

**Researchers:** Petr Sadek, Prof Jim Richards

#### **INVITATION TO PARTICIPANT**

You have been invited to take part in this study to help explore the muscle activation during different movement tasks, specifically during squatting and lunging. Before you decide whether you would definitely like to participate, it is important for you to understand why the research is being done and what it will involve. Please take time to read the following information carefully and do feel free to ask as many questions as you would like if there is anything you are unsure about, or of which you would like further information.

#### **WHAT IS THE PURPOSE OF THE STUDY?**

The EMG (electromyography) method allows us to see how the muscle behaves during a specific motion regarding the timing and activation of the signal and other parameters. We can use this to track the activation of the thigh muscles during squatting and lunging tasks to compare the behavior of muscles in a healthy population to see if tasks are more strength or stability challenging. It is hypothesised that during similar single-limb tasks with light touch individuals will perform differently. Comparing an EMG data from an everyday activity such as these could provide useful information about the mechanisms and help in rehabilitation and therapy for patients experiencing various musculoskeletal movement conditions.

#### **AIMS OF THE STUDY**

The aim of the study is to determine the muscle activation during squatting and lunging tasks.

#### **WHY HAVE YOU BEEN CHOSEN?**

You have been chosen for this study because you have actively shown an interest in participating. In addition, you meet the inclusion criteria of being over 18 years of age and have never received any surgical treatment of lower limbs or the spine. Also, you do not suffer or have not been diagnosed or suspected of having any neuromuscular disorder or other disease that may limit physical activity.

#### **DO I HAVE TO TAKE PART?**

No. It is up to you to decide whether or not you take part. If you do wish to participate, you will be given this information sheet to keep and given the opportunity to ask the researchers any questions you have regarding the study. During the study, if there is any aspect you are unhappy with, you have the right to withdraw at any point without giving any reasons and without any negative consequences.

#### **WILL MY TAKING PART IN THIS STUDY BE KEPT CONFIDENTIAL?**

All personal information will be password protected and kept in line with GDPR guidelines. No identifiable personal information will be passed on to any 3<sup>rd</sup> parties. All data collected from you will be coded and if we write about the results of the study your name and details will be removed completely.

#### **WHAT IF I WANT TO WITHDRAW FROM THE STUDY?**

You will be able to withdraw from the study at any point during data collection, without having to provide a reason for your decision. If your data has not yet been anonymised then it will be destroyed. All anonymised data/results will still be included in the research however there will be no way of tracking the data back to you.