

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

TENSIOMYOGRAFIE – ANALÝZA NEJISTOT MĚŘENÍ

TENSIOMYOGRAPHY – MEASUREMENT UNCERTAINTY ANALYSIS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Pavλίna Sikorová

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Daniel Vlč, CSc.

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Pavlína Sikorová

ID: 203203

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Tensiomyografie – analýza nejistot měření

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Provedte literární rešerši využití tensiomyografie v medicíně se zaměřením na sportovní lékařství. 2) Popište metodu tensiomyografie. Zaměřte se zejména na postup měření a mechanismy ovlivňující nejistotu správnosti výsledků. 3) Navrhněte vhodné svalové skupiny, na kterých v praktické části provedete analýzu nejistot měření. Navrhněte vhodné statistické metody pro vyhodnocení výsledků. 4) Na dvou vybraných probandech a definovaných svalových skupinách proveďte tensiomyografická měření s ohledem na možná ovlivnění/nejistoty naměřeného výsledku. 5) Analyzujte naměřená data. Porovnejte odchylky vámi získaných výsledků u jednotlivých měření. 6) Diskutujte získané výsledky, zhodnoťte míru nejistoty při měření tensiomyografem v porovnání s reálným měřením provedeným fyzioterapeutem.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] DIAS, Pedro S., Joan S. FORT, Daniel A. MARINHO, Albano SANTOS a Mario C. MARQUES. Tensiomyography in Physical Rehabilitation of High Level Athletes. The Open Sports Sciences Journal [online]. 2010, 3(1), 47-48 [cit. 2019-04-24]. DOI: 10.2174/1875399X010030100047. ISSN 1875399X.

[2] Ubago-Guisado, E., Rodríguez-Cañamero, S., López-Fernández, J., Colino, E., Sánchez-Sánchez, J., & Gallardo, L. (2017). Muscle contractile properties on different sport surfaces using tensiomyography. Journal of Human Sport and Exercise, 12(1), 167-179. doi:https://doi.org/10.14198/jhse.2017.121.14.

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 5.6.2020

Vedoucí práce: Mgr. Daniel Vlk, CSc.

Konzultant: Mgr. Klára Šoltés-Mertová

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá analýzou nejistot při tensiomyografickém měření. Bylo navrženo celkem sedm faktorů (tzv. nejistot), které by mohly způsobit chybu ve výsledku. Jejich vliv byl experimentálně proměřen na *m. biceps femoris* a *m. biceps brachii* u dvou probandů a výsledky byly porovnány s referenčními hodnotami od fyzioterapeuta a výrobce přístroje. Na základě tohoto porovnání byla stanovena míra nejistoty u diagnosticky důležitých parametrů Dm a Tc. Dm je výrazně ovlivněn šesti ze sedmi definovaných faktorů a Tc pouze jedním.

KLÍČOVÁ SLOVA

Tensiomyografie, kosterní svalstvo, svalová kontrakce, fyzioterapie, elektrická stimulace

ABSTRACT

This bachelor's thesis deals with the analysis of measurement uncertainty during the tensiomyographic measuring. Seven factors have been suggested (i.e. uncertainties), that may cause an error in measurement. Their influence on the measured parameters was tested in a series of experiments on *m. biceps femoris* and *m. biceps brachii* of two subjects. The results of these tests were then compared with the referential values from the physiotherapist and the device manufacturer. Based on this comparison, the extent of uncertainty of diagnostically essential parameters Dm and Dc has been designated. Dm is heavily influenced by six parameters out of seven, whereas Tc is influenced only by one.

KEYWORDS

Tensiomyography, skeletal muscle, muscle contraction, physiotherapy, electric stimulation

SIKOROVÁ, Pavlína. *Tensiomyografie - analýza nejistot měření*. Brno, 2020, 84 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: Mgr. Daniel Vlček, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Tensiomyografie - analýza nejistot měření“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych ráda poděkovala vedoucímu své práce, panu Mgr. Danielovi Vlkovi, CSc., za odborné vedení, užitečné rady, konzultace a tím pádem i trpělivost, kterou musel mít. Bez něj by tato práce vznikala jen s obtížemi.

Dále děkuji své konzultantce, paní Mgr. Kláře Šoltés-Mertové, která mi umožnila provést veškerá měření ve své laboratoři, zapůjčila tensiomyograf, ochotně se mi věnovala, když jsem potřebovala pomost a poradit a poskytla mi referenční výsledky, abych mohla vyhodnotit vlastní experiment.

A v neposlední řadě patří díky i probandům Kateřině Sikorové a Filipovi Leitgebovi, kteří dobrovolně a opakovaně podstupovali měření pro praktickou část této práce.

Obsah

Úvod	17
1 Kosterní svalstvo	19
1.1 Stavba kosterního svalstva	19
1.2 Typy svalových vláken	20
1.3 Motorická jednotka	21
1.4 Svalová kontrakce	22
2 Tensiomyografie	23
2.1 Obecný popis metody	23
2.2 Elektrická stimulace při TMG	24
2.3 Popis přístroje	24
2.4 Princip fungování přístroje	24
2.5 Měření a získané parametry	26
3 Využití tensiomyografie	29
3.1 Rehabilitace	30
3.2 Svalová únava	30
3.3 Prevence úrazu ACL	31
3.4 Neuromuskulární ohodnocení tréninku	32
3.5 Tuhost svalů	33
4 Praktická část	35
4.1 Svalové skupiny	35
4.2 Nejistoty měření	37
4.2.1 Vzdálenost elektrod	37
4.2.2 Umístění katody a anody	38
4.2.3 Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod	38
4.2.4 Úhel mezi svalem a TMG senzorem	38
4.2.5 Pozice senzoru na svalovém povrchu	39
4.2.6 Úhel ohybu končetiny v kloubu	39
4.2.7 Vnější délka senzoru	39
4.3 Metodika	40
5 Vyhodnocení výsledků	55
5.1 Slovní analýza	55
5.1.1 Změny parametrů vlivem jednotlivých nejistot	55
5.2 Porovnání s referencí	62

Závěr	73
Literatura	75
Seznam symbolů, veličin a zkratk	83

Seznam obrázků

1.1	Stavba sarkomery (převzato z [14])	20
2.1	Schéma připojení tensiomyografu (převzato z [8])	25
2.2	TMG křivka (převzato z [8])	27
4.1	Svalové skupiny pro měření (převzato z reportu generovaného TMG softwarem)	36
4.2	Zasunutí senzoru do těla přístroje	40
4.3	Potenciostat	41
4.4	Vyznačení svalu a značek před provedením měření	42
4.5	Tensiomyografická křivka při proudu 40 mA	44
4.6	Tensiomyografická křivka při proudu 50 mA	44
4.7	Tensiomyografická křivka při proudu 60 mA	45
4.8	Tensiomyografická křivka při proudu 70 mA	45
4.9	Umístění katody a anody (katoda černá, anoda červená)	47
4.10	Pozice senzoru během měření	49
4.11	Úhel mezi senzorem a svalem	50
4.12	Šablony pro dodržení úhlu naklonění senzoru	51
4.13	Značky pro senzor při měření různých pozic na povrchu svalu	52
4.14	Úhel ohybu končetiny v kloubu	53
5.1	Vliv všech nejistot měření na parametr T_d , muž, m. biceps brachii, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru	64
5.2	Vliv všech nejistot měření na parametr T_d , muž, m. biceps femoris, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru	65
5.3	Vliv všech nejistot měření na parametr T_s , žena, m. biceps brachii, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru	66

5.4	Vliv všech nejistot měření na parametr T_c , žena, m. biceps femoris, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdále- nost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (lon- gitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru	67
-----	---	----

Seznam tabulek

4.1	Zvolené nejistoty pro měření	37
4.2	Vzdálenost elektrod [cm], musculus biceps femoris	47
4.3	Vzdálenost elektrod [cm], musculus biceps brachii	47
4.4	Vzdálenost sensor-elektrody [cm], muž, musculus biceps femoris	48
4.5	Vzdálenost sensor-elektrody [cm], muž, musculus biceps brachii	48
4.6	Vzdálenost sensor-elektrody [cm], žena, musculus biceps femoris	48
4.7	Vzdálenost sensor-elektrody [cm], žena, musculus biceps brachii	49
4.8	Úhel mezi svaem a TMG senzorem	50
4.9	Posuny senzoru, [cm], musculus biceps femoris a brachii u ženy	52
4.10	Posuny senzoru, [cm], musculus biceps femoris a brachii u muže	52
4.11	Úhly ohnutí končetiny ve stupních, u muže i ženy	53
5.1	Parametry odvozené z tensiomyografické křivky	55
5.2	Vysvětlivky k následujícím tabulkám	56
5.3	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšující se vzdálenosti elektrod	56
5.4	Změna hodnoty parametrů v závislosti na přesunutí katody do distální pozice a anody do proximální pozice	56
5.5	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšující se vzdálenosti TMG senzoru od anody a zmenšující se vzdálenosti od katody	57
5.6	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu	57
5.7	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v proximálním směru	58
5.8	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v distálním směru	58
5.9	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v laterálním směru	59
5.10	Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v mediálním směru	59
5.11	Změna hodnoty parametrů při vychylování senzoru v proximálně-distálním směru	60
5.12	Změna hodnoty parametrů při vychylování senzoru v laterálně-mediálním směru	60
5.13	Změna hodnoty parametrů v závislosti na flexi loketního/kolenního kloubu (od 90° ke 180°)	61
5.14	Změna hodnoty parametrů v závislosti zasunutí senzoru do těla přístroje na počátku měření	61

5.15	Referenční hodnoty od fyzioterapeuta	62
5.16	Referenční hodnoty z databáze výrobce přístroje pro pacienty se stejnou fyzickou aktivitou (jedinci, kteří se nevěnují pravidelně žádnému sportu)	62
5.17	Referenční hodnoty od fyzioterapeuta	63
5.18	Zatížení parametrů nejistotami (část 1)	68
5.19	Zatížení parametrů nejistotami (část 2): N = Nejistota, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody a anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu, 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru	68

Úvod

Tensiomyografie (dále jen TMG) je metoda pocházející z konce 20. století, kdy se začala používat k hodnocení povrchového svalstva. [1] Dříve se k tomu užívaly jiné měřicí techniky, například sledování točivého momentu během samovolných i evokovaných kontrakcí [2], povrchová elektromyografie [3], zobrazování pomocí magnetické rezonance [4], ultrazvuk [5] nebo kombinace všech výše zmíněných technik [6].

V současné době patří tensiomyografie mezi technologie, které se těší rychlému vývoji. Vděčí za to faktu, že se jedná o neinvazivní in vivo metodu, při níž není narušována integrita měřeného subjektu (pacienta) ani nevyžaduje žádnou další fyzickou námahu. Od této metody se očekává velké využití ve sportovní medicíně a lékařském výzkumu. Mezi její další výhody patří celková rychlost a vysoká spolehlivost při jednotlivých měřeních. [7, 8]

Přestože se spolehlivost v průběhu měření jeví jako dobrá a výsledky získané TMG přístrojem odpovídají stavu svalů, s inter-rater spolehlivostí se to má poněkud jinak. Nepmusí platit, že provádí-li tensiomyografické měření dva různí lidé (a to na jednom zvoleném pacientovi a přímo na té samé svalové skupině), dostanou stejný výsledek. [9] Vliv na naměřené hodnoty má totiž nejen fyzický stav a kondice konkrétního pacienta, nýbrž i přesné provedení měření. To se týká více faktorů, které může expert, jenž přístrojem měří, ovlivnit. Může se jednat například o nastavení pozice senzoru nebo umístění bipolárních elektrod. V současnosti ale není zcela známo, jak přesně nebo výrazně ho ovlivňují, a jak moc případně zatěžují výsledek chybou. [9, 10]

V teoretické části je stručné seznámení se s příčně pruhovanou svalovinou, pro jejíž hodnocení se tensiomyografie využívá, a dále pak podrobný popis zkoumané metody včetně jejího možného využití v oblasti medicíny a sportu.

Praktickou částí této studentské práce je provedení analýzy faktorů (zde definovaných jako nejistoty), které mohou ovlivnit přesnost tensiomyografického měření. Na zvolených svalových skupinách bude testováno, jak ovlivňují nejistoty výsledky měření. Výsledky jednotlivých měření podle upravených protokolů budou porovnány s referenčními výsledky fyzioterapeuta a s výsledky z databáze výrobce přístroje. Na základě tohoto porovnání bude vyhodnocen a diskutován vliv nejistot na spolehlivost tensiomyografické metody.

1 Kosterní svalstvo

Kosterní svalstvo (neboli příčně pruhovaná svalovina) je jedním ze tří základních typů svalové tkáně (společně s hladkou a srdeční svalovinou). Jeho úlohou v lidském těle je zprostředkovávat vědomý pohyb, k němuž dochází důsledkem kontrakce a následné relaxace svalu (probíhá přeměna chemické energie na kinetickou).

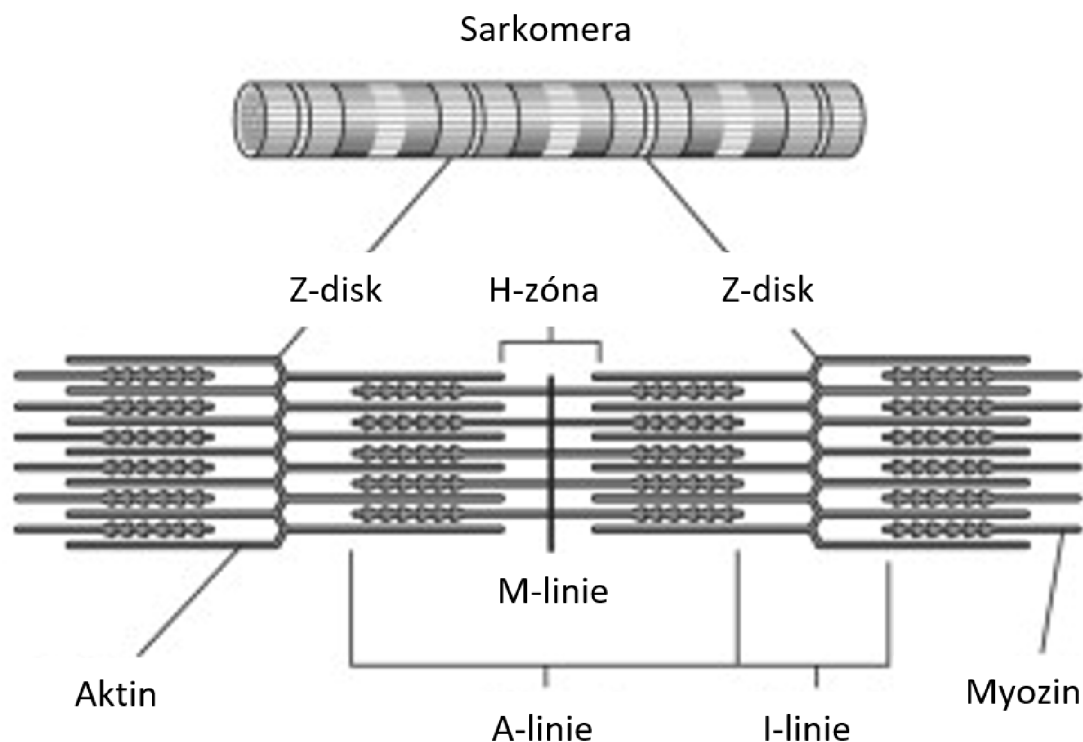
Tento typ tkáně se chová jako systém o konstantním objemu, což znamená, že při kontrakci dojde sice ke zkrácení svalu, nicméně se současně s tím objeví příčná deformace svalových vláken – zvětší se, takže původní klidový objem kontrahovaného svalu zůstane zachován. [11]

1.1 Stavba kosterního svalstva

Základní stavební jednotkou jsou svalová vlákna. Jedná se o dlouhé mnohojaderné buňky, které se nazývají rhabdomyocyty. Vyznačují se tím, že jejich šířka je v řádech desítek mikrometrů, ale na délku mohou mít až 40 cm (např. *musculus santonius*). Rhabdomyocyt vzniká splynutím jednojaderných myoblastů (jedná se o syncytium, jenž vzniká, když membrány sousedních buněk mají narušenou strukturu, což umožní jejich vzájemné splynutí do jednoho mnohojaderného útvaru). Svalová vlákna se pak dále seskupují do snopečků, které se spojují do snopců. Jsou pokryty plazmatickou membránou sarkolemou.

Každý snopec se skládá z desítek až stovek spojených svalových vláken. Ta jsou od sebe oddělována a chráněna endomysiem, svazky více vláken pokrývá navíc ještě kolagenová vrstva perimysium, která umožňuje průchod nervů a krevních kapilár přes sval. Celé snopce jsou pak obaleny vazivovou vrstvou epimysiem. Na konce svalu je napojena šlacha zprostředkovávající uchycení svalu na kost. [12]

Uvnitř rhabdomyocytu jsou myofibrila, což je funkční část buňky. Jedná se o soubory kontraktibilních bílkovin (aktin a myozin), které zprostředkovávají kontrakci svalu. Myofibrila mají vnitřní strukturu, která je členěna na základní funkční jednotky sarkomery. Ty jsou od sebe navzájem odděleny Z-disky, na které jsou navázána tenká aktinová filamenta. V bezprostřední blízkosti těchto disků se nachází izotropní prostředí (tzv. I-linie), kde jsou pouze aktinová filamenta a nedochází k jejich překryvu s myozinem. M-linie pak dělí prostor mezi Z-disky na dvě stejné části a jsou na ni upnuta tlustá myozinová filamenta. Anizotropní část (tzv. A-linie) sarkomery je tmavší a jedná se o úsek, kde se překrývají oba typy filament. Světlejší částí je oproti tomu H-zóna, kde se nachází pouze myozin. [12, 13]



Obr. 1.1: Stavba sarkomery (převzato z [14])

1.2 Typy svalových vláken

Kosterní svalstvo je tvořeno několika typy svalových vláken [15], díky čemuž je tento systém schopen vykonávat mnoho funkcí. Celkové zastoupení a povaha jednotlivých typů není neměnná, jednotlivá svalová vlákna mohou měnit své vlastnosti (např. velikost) nebo dokonce celou strukturu. Toto chování svědčí o plasticitě svalu, což je charakteristika využívaná zejména při terapiích (např. rehabilitačních, pro zvýšení výkonu a výdrže). [12, 15]

Základní dělení svalových vláken je na dvě skupiny podle rychlosti zkracování při kontrakci – hovoříme o pomalých (typ I) a rychlých (typ II) vláknech. Oba typy jsou rozeznatelné i vizuálně, rychlá vlákna jsou bílá a pomalá červená (způsobeno velkým množstvím přítomného myoglobinu a dobrým kapilárním prokrvením). [12, 15]

Histochemické metody jsou schopny oba typy ještě dále rozdělit podle aktivity myozinové ATPázy na I (nejpomalejší), IIa, IIb, Ic, IIc, IIac (nejrychlejší) a IIab. Různý způsob histochemické klasifikace ale vede k různému označení těchto skupin, proto se často používá základní rozdělení na typ I a II, přičemž rychlá vlákna se dělí dále na typ Ia a Ib. [12]

Běžně se uvažují pouze tři skupiny [12] podle způsobu metabolismu, který kore-

luje s jejich rychlostí. Metabolismus může být aerobní/oxidativní nebo anaerobní/glykolytický:

- FG (*Fast-twitch Glycolytic*) – rychlá vlákna s glykolytickým metabolismem
- FOG (*Fast-twitch Oxidative-Glycolytic*) – rychlá vlákna s oxidativním metabolismem
- SO (*Slow Oxidative*) - pomalá vlákna s oxidativním metabolismem

SO vlákna odpovídají typu I při základním dělení, FG typu IIb a FOG typu IIa (vlákna nejsou úplně jednoznačně rozdělená na dvě kategorie podle metabolismu). [12]

Jednotlivé typy jsou ve svalech zastoupeny podle jejich funkce. Jestliže je sval určen k vytrvalostní a méně intenzivní práci, pak se skládá z většího počtu pomalých SO vláken a je více odolný vůči únavě. Svaly vyžadující pro svou správnou funkci rychlé a silné kontrakce mají největší zastoupení FOG vláken. A svaly zapojující se při vysoké intenzitě a maximální síle pohybu jsou tvořeny hlavně z FG vláken a nejrychleji se ze všech tří skupin unaví. [12, 15, 16]

Zastoupení jednotlivých vláken se může cíleně měnit podle způsobu tréninku a aktivity jednotlivců. Atleti budou mít v namáhaných svalových skupinách v porovnání s nesportovce větší zastoupení FG a FOG, a naopak menší počet SO vláken. [12, 15]

1.3 Motorická jednotka

Základní funkční jednotkou neuromuskulární soustavy je motorická jednotka (MU). Každá MU se skládá z motoneuronu předního rohu míšního a všech svalových vláken, která inervuje. Obdrží-li MU jeden stimulační impulz, odpoví na něj jedním záškubem těchto inervovaných vláken. [12]

Podle rychlosti kontrakce svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem [12] se MU rozdělují na:

- pomalé (*slow-twitch*) – označovány zkratkou S
- rychlé (*fast-twitch*) – označovány zkratkou F. V rámci tohoto typu ještě rozlišujeme tři podskupiny podle závislosti na únavě:
 - FR (*fast-twitch fatigue-resistant*) – odolné únavě
 - Fint (*fast-twitch fatigue-intermediate*) – mírně ovlivňovány únavou
 - FF (*fast-twitch fatigable*) – velmi závislé na únavě

1.4 Svalová kontrakce

Svalová kontrakce znamená vznik elektro-mechanické vazby, jejímž důsledkem je zmenšování délky sarkomer, což vede k celkovému zkrácení svalového vlákna. Během jedné kontrakce dojde ke zkrácení tisíců vláken v jediném svalu, takže i on sám zmenší svoji délku. Současně dochází k nárůstu svalu do šířky. [11]

Za vznikem svalové kontrakce je kontakt mezi aktinovými a myozinovými filamenty ve svalových myofibrilách. Molekula myozinu je tvořena dvěma polypeptidovými řetězci, které se rozbíhají na obou stranách do dvou krátkých samostatných úseků, na jejichž konci jsou globulární hlavy. V klidovém stavu je na každou hlavu navázána molekula adenosindifosfátu (ADP). [17]

Dvě molekuly proteinu F-aktinu (tvořené polymerizovanými molekulami G-aktinu) propletené v helikální struktuře vytváří aktin. Na povrchu jednotlivých vláken jsou pravidelně rozmístěna aktivní místa pro navázání myozinových hlav. V nečinnosti svalu jsou tato místa překryta tropomyozinem, aby se zabránilo nežádoucímu kontaktu dvou hlavních bílkovin ve svalové buňce. Na tropomyozin je přichycen troponin, který zde plní tři různé funkce [13]:

- vazba mezi tropomyozinem a troponinem (troponin T)
- inhibice interakce mezi myozinem a aktinem (troponin I)
- uvolnění aktivních míst na molekule aktinu (troponin C)

Spouštěčem procesu kontrakce je nervový impulz, který je přenesen reflexním obloukem až do nervosvalové ploténky, odkud je pak stimulována svalová buňka. Stimulaci způsobí vylití mediátoru acetylcholinu z presynaptické části ploténky a navázání se na receptory postsynaptické části membrány. Dojde k depolarizaci, protože iontové kanály v sarkolemě buňky se otevřou. Poté, co napětí na membráně vzroste o 10-15 mV [13], dojde na sarkolemě sousední svalové buňky ke vzniku akčního potenciálu. Tím se rozšíří nervový impulz do další buňky a vápenaté ionty se uvolní ze sarkoplazmatického retikula do sarkoplazmy. Tyto ionty následně aktivují troponin C, čímž se zpřístupní navázání myozinových hlaviček na aktinová filamenta. Druhu této vazby se říká můstky. Je velmi silná a spouští svalovou kontrakci. [13, 17]

Navázání myozinu na aktin způsobí konformační změnu v jeho molekule, takže se změní úhel, který svírá hlava s polypeptidovými řetězci (o 45° nebo 90° podle typu stahu). [13] Myozinová filamenta začnou klouzat po aktinových. Současně se uvolní ADP a je nahrazeno adenosintrifosfátem (ATP), což signalizuje rozpojení můstku a návrat do původního stavu. ATP se rozštěpí na ADP a fosfát a molekuly jsou opět připraveny na další nervový impulz. [13, 17]

2 Tensiomyografie

2.1 Obecný popis metody

TMG se řadí do skupiny mechanomyografických (MMG) metod (společně s fonomyografií, soundmyografií a vibromyografií), které zaznamenávají průběh nervové aktivace [18] kosterního svalstva a jeho mechanické vlastnosti. [19] Mezi ně patří rychlost svalové kontrakce v reakci na elektrický stimul, schopnost adaptace, lokální tuhost jednotlivých svalů včetně procentuálního zastoupení rychlých (FG, FOG) a pomalých (SO) svalových vláken. [19]

MMG metody popisují nejen kontraktilitu svalstva, ale rovněž elektrickou aktivitu motorických jednotek (MU), které představují základní funkční část neuromuskulárního systému. Během svalové kontrakce vznikají měřitelné MMG signály, které odrážejí pomalý pohyb ve svalu způsobený jeho zvětšováním (např. laterální oscilace vznikající s rezonanční frekvencí vlastní danému svalu a tlakové vlny, jež jsou způsobeny změnami v rozměrech svalového vlákna). [20, 21, 22] Tyto signály mohou být detekovány různými transduktory (piezoelektrické kontaktní senzory, mikrofony, akcelerometry nebo laserové senzory). [9, 18, 23, 24].

TMG má oproti více známé MMG výhodu v tom, že extrakce požadovaných informací z naměřených výsledků je přímá a nevyžaduje žádné další úpravy, post-processing nebo filtrování. Navíc nejsou jednotlivá měření ovlivňována elasticitou podélných šlach a vaziva, pojivovou tkání, kloubní fricí nebo extrémní ochablostí svalstva. [9, 25]

Zařízení poskytne celkový svalový profil včetně praktických informací ohledně toho, které konkrétní svaly jsou v porovnání s ostatními rychlejší, více vyvinuté nebo vytrénované. Pomocí tohoto přístroje lze nejen vytvářet postup pro zvýšení výkonu, jenž je podložený výsledky o stavu svalů, nýbrž i plán rehabilitace po úrazech nebo je díky němu možné předcházet případným zraněním a poškozením svalstva. [26]

Měření je prováděno v maximálních izometrických podmínkách pro sval (je aktivován, ale místo zkracování nebo napínání setrvává v neměnném stavu o konstantní délce). [27] TMG vyšle jeden elektrický stimul do svalového vlákna a zaznamená radiální deformaci svalového bříška. Výsledkem je křivka závislosti radiálního posunutí svalového bříška v čase, která zahrnuje další významné parametry – maximální radiální posunutí (D_m), délku kontrakce (T_c), délku prodlevy (T_d), dobu trvání svalové kontrakce (T_s), poločas relaxace (T_r). Z jejich vzájemných vztahů se odvozují další informace (např. rychlost posunutí svalového bříška nebo rychlost deformace). [1, 18] Z křivky lze následně vyčíst celkový stav svalu.

2.2 Elektrická stimulace při TMG

Kontrakce kosterního svalstva se vyznačuje třemi typickými stavy: polarizace a následná depolarizace sarkolemy, chvění napínaného svalového vlákna a zkracování délky za jeho současné příčné expanze. [11]

Při tensiomyografii se nepracuje s přirozenou svalovou kontrakcí, která vzniká jako odpověď na vědomý podnět vyslaný z mozku, ale pro měření se využívají evokované svalové kontrakce, které jsou vyvolané elektrickým stimulem (jeden stimul vyvolá jeden stah). Ten může být aplikován přímo do motorického nervu nebo na jeho zakončení na povrchu cílového svalu. Impulz je nervovým vláknem přenášen do svalového. [11]

Evokovaná svalová kontrakce je nejčastěji vyvolávána impulzem obdélníkového průběhu, nicméně je ale možné použít i stimuly jiného tvaru. Stimulační elektrody jsou v bipolárním zapojení (snímá se rozdíl potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami [28]). [11]

2.3 Popis přístroje

TMG je rozměrově malé zařízení a jeho hardware se skládá z malého počtu součástí, což je výhodné vzhledem k jeho využití ve sportovní medicíně (snadno přenositelné zařízení).

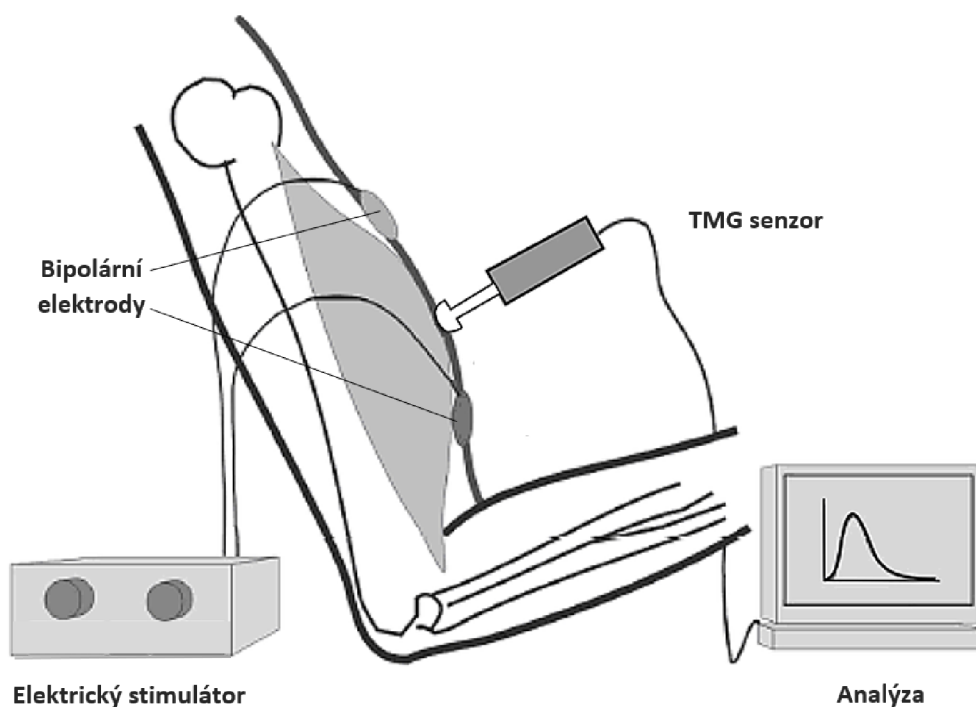
Součásti přístroje (informace od výrobce [29]):

- tripod – s pohyblivým ramenem, které drží tensiomyografický senzor, slouží pro dobrou manipulaci
- TMG zařízení – stimulátor elektrických impulzů (napájený bateriemi, které jsou jeho součástí [8]) spojený s elektrodami nalepenými na kůži, reguluje se na něm hodnota elektrického proudu vyslaného impulzu
- digitální senzor – pro převod fyzického pohybu (posunutí, zvětšení) na elektrický signál [30], uchycený na pohyblivém rameni tripodu
- počítač se softwarem – pro vyhodnocení odpovědi svalu na umělou stimulaci zprostředkovanou TMG, sledování průběžných výsledků jednotlivých měření

2.4 Princip fungování přístroje

Podstatou fungování TMG přístroje je sledování pohybu svalového břívka, když je sval v napnutý. Kolmo k rovině tečné na největší ploše nad svalovým břívkem je umístěný speciální senzor pro sledování posunutí svalu. [30] Rozšíření svalu během kontrakce je zaznamenán a monitorován. Krátké elektrické impulzy slouží jako stimuly vyvolávající svalové kontrakce, což způsobí radiální posuny svalů. Elektrický

proud se do těla dostává pomocí stimulačních elektrod, které jsou umístěny přímo na pokožce v bezprostřední blízkosti snímače TMG, který změří svalovou odpověď. [25, 29, 31]



Obr. 2.1: Schéma připojení tensiomyografu (převzato z [8])

Elektrický stimulátor je připojený ke dvěma elektrodám, které jsou umístovány vedle senzoru TMG, většinou ve vzdálenosti dvacet až padesát milimetrů od místa, kde měříme. Anoda se umísťuje distálně a katoda proximálně na svalové bříško. Elektrickým stimulem je ve svalu vyvolaná kontrakce, která se šíří proximálním směrem. Tato bipolární elektrická stimulace sestává obvykle z jediného DC pulsu s délkou trvání jedné milisekundy. Svalové bříško se přitom zvětší a dojde k posunu, který zaznamená digitální TMG senzor. Jeden cyklus měření se skládá z většího počtu opakování aplikace stimulu, běžně to je tři- až pětkrát s krátkým časovým rozestupem v řádu jednotek sekund (obvykle je to alespoň 5 sekund). [8]

Velmi důležité je přesné umístění digitálního senzoru a obou elektrod, aby nedocházelo k detekci případné přidružené aktivace hlouběji uložených nebo sousedních svalů, která by se sloučila se signálem z vyšetřovaného svalu. Vlivem toho by mohlo dojít například k neadekvátnímu nárůstu měřeného parametru Dm. [11]

Digitální senzor je připojený k vyhodnocovacímu analytickému zařízení, na němž jsou sledovány naměřené veličiny a parametry. Výsledkem je závislost posunu svalového bříška v čase. [8, 25]

2.5 Měření a získané parametry

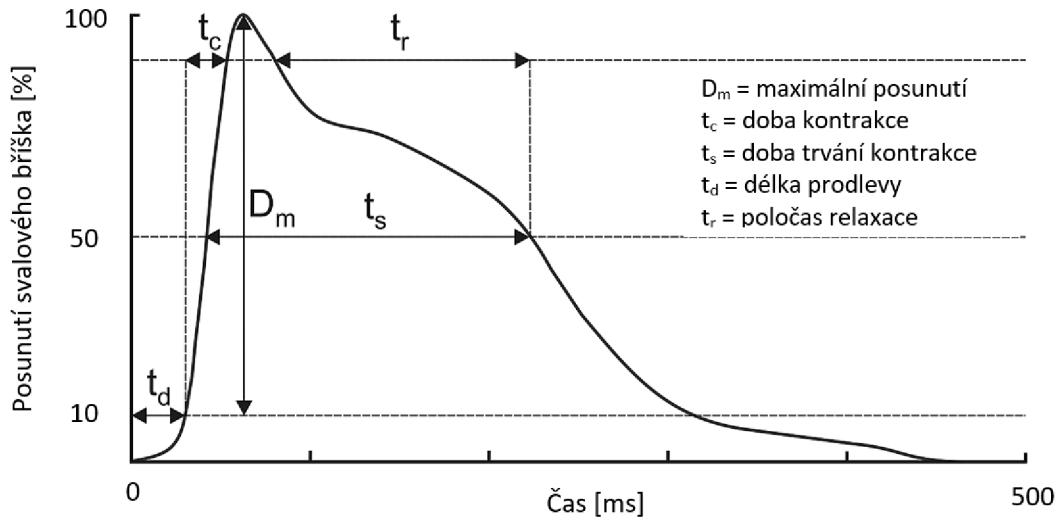
Tensiomyografickém vyšetření nevyžaduje náročnou nebo složitou přípravu pacienta. Musí pouze v průběhu vyšetření ležet specifikovaným způsobem tak, aby jeho končetiny byly v přirozené poloze, což je mírné ohnutí kloubů o 5 až 30 stupňů. V praxi se toho docílí tvarovanými podložkami, kterými se podloží měřená končetina tak, aby byl kloub ohnutý v požadovaném úhlu. [8]

Poloha senzoru, který měří změny ve velikosti a poloze svalového bříška daného svalu, je určena palpačně. Sval musí být během palpace kontrahován buď přirozenou cestou nebo elektrickou stimulací. [8]

Parametry měřené tensiomygrafem

- *Maximal displacement* D_m (posunutí) udává, jak moc se svalové bříško radiálně posune od své původní polohy před začátkem kontrakce. Jedná se tedy o maximální rozsah kontrakce svalového vlákna. Hodnota parametru je udávána v milimetrech. [7, 18, 29, 32, 33]
- *Delay time* T_d (délka prodlevy) je doba, jak dlouho svalu trvá, než se začne kontrahovat poté, co je do něj vyslán elektrický impulz. Indikuje čas, který sval potřebuje, aby dosáhl 10 % celkového maximálního pozorovaného posunutí od doručení stimulu. Hodnota parametru je udávána v milisekundách. [7, 18, 29, 32, 33]
- *Contraction time* T_c (doba kontrakce) je časový interval, který sval potřebuje k tomu, aby dosáhl úplné kontrakce. Ve vztahu k D_m to je doba, během níž dojde z 10 % úrovně D_m k nárůstu na 90 % maximálního posunutí svalového bříška (to znamená čas uplynulý od konce T_d do 90 % maxima deformace). Vlastně to tedy odráží rychlost nárůstu kontrakce, díky čemuž tento parametr od sebe dobře rozlišuje pomalé a rychle motorické jednotky a svaly. [34] Jeho hodnota je udávána v milisekundách. [7, 18, 29, 32, 33]
- *Sustain time* T_s (doba trvání svalové kontrakce) reprezentuje teoretickou dobu, po kterou je sval schopen setrvat v plně kontrahovaném stavu. Počítá se z času od okamžiku, kdy iniciální deformace dosáhne 50 % své maximální hodnoty, až do momentu, kdy se do 50 % D_m opět navrátí (během relaxace). Hodnota parametru je udávána v milisekundách. [7, 18, 29, 33]
- *Relaxation time* T_r (poločas relaxace) je doba, během níž se sval dostane z 90 % hodnoty D_m pod 50 % během jedné kontrakce stimulované elektrickým impulzem (na grafu jsou to sestupné části křivky). Hodnota parametru je udávána v milisekundách. [7, 18, 29, 32]

Nejvíce zkoumanými parametry, které jsou nejpodstatnější pro oblast fyziologie



Obr. 2.2: TMG křivka (převzato z [8])

kosterního svalstva, jsou doba kontrakce a maximální posunutí svalového břicha. T_c nepřímě vypovídá o svalové stavbě a velikost D_m je úměrná svalovému tonu (díky tomu lze např. předčasně odhalit atrofické nebo hypertrofické procesy, které ještě není možné detekovat standardními klinickými přístroji, protože se v rané fázi anatomicky neprojevují). [10, 24]

Nízká hodnota D_m svědčí o vysokém stupni svalového tonu a nadměrné tuhosti ve struktuře svalu. [25, 51]

Hodnota T_d závisí na převládajícím typu svalového vlákna, únavě svalu a úrovni aktivace. [25, 51]

Oproti tomu se za nespolehlivé parametry z hlediska reprodukovatelnosti (ať už při opakovaných měřeních nebo provádí-li je jiná osoba) a dlouhodobé stability považují T_r a T_s , proto není doporučováno na nich zakládat výsledné zhodnocení funkce svalu. [18, 33]

3 Využití tensiomyografie

Když byla tensiomyografie uvedena do medicínského povědomí, bylo její využití předpokládáno zejména v oblasti diagnostiky degenerativních onemocnění kosterního svalstva. [29]

Možné využití TMG v medicíně:

- odhad morfologie a rozměrů myozinových vláken (*myosin heavy chains I*) [35]
- monitorování změny pasivního svalového napětí v důsledku změny délky svalu [35]
- monitorování svalových změn při regeneraci [35]
- detekce poškození svalu vzniklého při excentrické kontrakci (prodlužování svalu) [35]
- určení počtu motorických jednotek, které se aktivovaly během svalové kontrakce (informace o tom, zda daný sval dosáhl maximální síly během kontrakce či nikoliv podle toho, jaké procento motorických jednotek bylo zapojeno do stahu) [36]
- ohodnocení efektivity zvoleného způsobu léčby nebo regenerace [35]

Metoda TMG má mnoho nesporných výhod, čímž předčí své „příbuzné“ mechano-myografické metody, proto se oblast jejího použití rozšířila a v posledních deseti letech je hojně aplikována právě ve sportovním lékařství. Slouží pro monitorování svalových funkcí (a jejich případných ztrát nebo nerovnováhy) a únavy. Rovněž je zde využívána k detekci poškození nebo asymetrií. [18] Objektivně zaznamenává mnoho důležitých parametrů, pomocí kterých lze posoudit, v jakém stavu je vyšetřovaný sval. [18]

Díky tomu, že tensiomyografie je naprosto neinvazivní, je možné ji použít prakticky kdykoliv – i v případě, kdy je pacient zraněný a jiný vyšetření by vyžadovala fyzickou námahu, aby jimi získané výsledky byly informativní. Navíc velikost aplikovaného stimulačního proudu je malá, takže způsobí minimální diskomfort. Nemá vliv na okolní svaly a není dlouhodobou zátěží pro pacienta. [18] Měření lze provádět každý den a sledovat tak stav svalu v průběhu léčby. [27] Vyšetření je rychlé a proto se hodí u pro vyšetření velké skupiny pacientů naráz. [18]

Tensiomyografie však nemá jenom samé výhody. Jejím nedostatkem je, že je schopna měřit pouze sval nevykonávající žádný pohyb. Neexistuje možnost dynamického vyšetření využívajícího TMG. Také pomocí ní nelze zhodnotit celé svalové řetězce nebo hluboko uložené svaly, protože přístroj dokáže snímat pouze z malé plochy na povrchu těla. [18]

3.1 Rehabilitace

Úrazy při sportovních aktivitách jsou velmi častým problémem nejen u profesionálních sportovců, ale postihují i běžné lidi. Může se jednat pouze o natažení svalu (porušení struktury svalových vláken) nebo o vážnější přetržení. Při každém úrazu kosterního svalstva je velmi důležitá rehabilitace, která urychluje proces hojení. Jejím cílem je obnovení poškozených a zhoršených funkcí tkáně. Může se jednat jak o anatomické nebo fyziologické postižení týkající se pouze určité svalové skupiny, nebo naopak o komplexnější nedostatečnost vzniklou v reakci na úraz. Aby byla rehabilitace co nejefektivnější, je dobré kontinuálně sledovat, jak sval na regenerační proces reaguje. Jestliže má lékař aktuální informace o jeho stavu, může flexibilně měnit a přizpůsobovat zvolenou léčbu tak, aby co nejlépe odpovídala potřebám. [27]

TMG metoda je schopná poskytnout informace o mnoha parametrech svalu. Získané údaje lze pak použít k určení typu, intenzity a frekvence rehabilitací, aby byly co nejefektivnější. Umožňuje naprostou personalizaci a individualizaci. [27]

Znalosti průběhu rehabilitace mohou umožnit i rychlé začlenění pacientů po jejím ukončení zpátky do svých běžných tréninkových programů. Kontinuální sledování poskytne informaci, že je rehabilitované svalstvo dostatečně zotavené, aby se navrátilo k normální zátěži (lze tak zamezit i předčasnému ukončení léčby, které by vedlo k recidivě nebo vzniku nových poškození). I poté je užitečné pokračovat v TMG monitoringu, aby se zabránilo aktivitám, které by mohly vést k dalšímu zranění. [27]

Pomocí TMG je možné zjistit zotavovací periodu svalu a optimální intervaly pro odpočinek, aby byla podpořena rychlá regenerace. Perioda se získává třífázovým měřením, během kterého je u něj elektricky stimulována kontrakce a současně snímány tensiomyografické parametry. Velikost stimulačního proudu se během procesu mění, v první fázi je rovna 40-60 mA, ve druhé je snížena na 50 % a v závěrečné fázi je nejmenší (dosahuje 10 % původní hodnoty). Informace o zotavovací periodě je získána v kombinaci se zotavovacím procesem svalu, který je určen rychlostí obnovení schopnosti rychlých vláken reagovat na stimul. [27]

TMG se při rehabilitaci rovněž hodí k monitorování pomalých svalových změn důsledkem zvoleného postupu. [33]

3.2 Svalová únava

Svalová únava je definována jako reverzibilní změna po zátěži, kdy poklesne aktivita a funkčnost svalu, takže ji pacient sám vnímá. Nejlépe pozorovatelné je to bezprostředně po fyzické aktivitě, protože pak nastupuje proces regenerace a sval se vrací do původního stavu (během první hodiny je proces nejrychlejší). Sval neregeneruje

celý náraz, jednotlivé složky mají různou rychlost regenerace. „Neodpočinitá“ svalová vlákna jsou náchylnější k poškození. [37]

Příčiny únavy ve sportu jsou komplexní. Liší se typem a stupněm podle sportu, který pacient provozuje – např. vytrvalostní aktivity vyžadují dlouhodobou a opakovanou práci specifických svalových struktur, což způsobí změny ve svalových vláknech. To pak ovlivní chování unaveného svalu tak, že je snížena jeho síla, prodloužena doba zkracování svalových vláken (zejména rychlých) a zpomalena doba relaxace. [38] Unavený sval není schopen udržet požadovanou úroveň síly probíhající kontrakce nebo dosáhnout stejné síly i u pozdějších opakování kontrakce. [39]

K největší změně ve svalu z důvodu únavy dochází v excentrické fázi svalové kontrakce, což vede k poměrně škodlivým účinkům na svalovou funkci, které mohou vyústit k závažnějším poraněním. [37, 38]

V posledních několika letech se zjistilo, že výsledky získané tensiomyografií jsou zatížené právě faktorem únavy, protože síla svalu vlivem únavy poklesne a projeví se to zvětšením rozsahu kontrakce svalového vlákna (parametr D_m dosahuje větších hodnot než u odpočinitého svalu). K této změně jsou ještě přidružené nárůsty i zbývajících čtyř parametrů, protože jsou odvozovány z D_m . [18, 33, 39]

Používá-li si pro zjištění svalové únavy metoda tensiomyografie, pak je nutné brát ohled na to, že každá fyzická aktivita způsobí odlišné změny ve svalu. [38] Důležitá je i doba trvání dané aktivity a její intenzita. Velikost a trvání stimulace má také vliv na výsledek měření, poněvadž při nedostatečném impulzu nemusí být zapojena všechna vlákna. [39] S ohledem na tyto parametry je možné pozorovat různé změny v rozsahu svalové kontrakce, v některých případech může dojít i k jeho zmenšení.

Unavené svaly jsou náchylnější k úrazům a proto je užitečná znalost o únavě svalu. Může se tak předejít vzniku zranění, např. u předních zkřížených kolenních vazů (*anterior cruciate ligament*). [33]

3.3 Prevence úrazu ACL

Jedním z nejběžnějších zranění, se kterými se setkávají sportovci, jsou úrazy předního zkříženého vazy kolene (ACL). I přes úspěšnou léčbu může mít toto zranění následky (mezi ně patří např. zvýšení rizika osteoartritidy kolenního kloubu), a proto je nejlepší tomuto úrazu předejít – umožňuje to posouzení mechanických a kontrakčních vlastností ACL pomocí tensiomyografie. V tomto případě prevence jsou posuzovány zejména tři parametry, jejichž abnormalita poukazuje na větší náchylnost k tomuto poranění. Prvním parametrem je T_c , který souvisí s kompozicí svalových vláken. [40] Jestliže je naměřena delší doba, kterou sval potřebuje k plné kontrakci, znamená to, že se hlavně skládá z pomalých svalových vláken. [12, 41]

Dalším parametrem je Dm, v jehož případě snížená hodnota indikuje zvýšenou tuhost nebo tenzi. Zároveň je spojován i se svalovou únavou, poněvadž nižší tuhost svalu způsobí, že není schopen působit svojí obvyklou silou. Posledním parametrem je Tr, jehož zvýšená hodnota znamená, že je sval unavený. [18, 33, 41]

Zjistíme-li tedy z výsledků měření, že hodnoty Tc a Tr jsou oproti fyziologickému standardu vyšší, a Dm je naopak nižší [40, 42], než je obvyklé, pak má daný pacient zvýšené riziko úrazu ACL. [41]

ACL je rovněž rizikem u pacientů, kteří mají nižší muskulární tuhost, protože antagonisti předního křížového vazy kolene (ischiokrurální svaly) pracují s menší efektivitou. Jejich schopnost aktivně reagovat na změny svalů na přední straně holení kosti je pak zhoršená kvůli snížené odolnosti vůči únavě – vyčerpají se dříve a tím vznikne nerovnováha. TMG může tento nepoměr mezi svalovou prací odhalit (podstatné rozdíly mezi měřenými parametry u obou svalových skupin znamenají špatnou koordinaci). [41]

3.4 Neuromuskulární ohodnocení tréninku

Aletický výkon nesouvisí pouze s individuální úrovní cvičení a nadáním, nýbrž i s procentuálním zastoupením svalových vláken typu I a II. Znalost struktury svalových vláken odhaluje vztah mezi stimulovanou kontrakcí a vláknovou strukturou – jsou v ní přítomny oba typy vláken a jejich zastoupení se mění podle svalového vytížení. Některé podtypy svalových vláken jsou schopné přeměny na jiný typ (např. IIa, IIb nebo IIc). Celkový počet svalových vláken proměnný není, ale poměr rychlých a pomalých vláken díky plasticitě svalů nebo patologickým procesům variabilní je. [34, 35]

Vedle různých typů vláken jsou ve svalech i dva základní typy motorických jednotek (MU), které se rozdělují podle rychlosti náchylnosti k únavě – typ S a typ F. Během kontrakce jsou podle intenzity námahy postupně zapojovány motorické jednotky obou typů. Při maximální námaze se nejprve zapojují MU typu S. [34]

Porozumění struktuře svalových vláken a průběhu aktivace motorických jednotek znamená porozumění svalové síle. Ta je podmíněná počtem a typem zapojených motorických jednotek a frekvencí stimulů – MU typu F jsou schopny generovat větší sílu, poněvadž inervují větší svalová vlákna. [34]

TMG je metoda schopná detekovat poměr mezi jednotlivými typy svalových vláken podle doby trvání kontrakce. Ohodnocení tréninku může být provedeno na základě přerušované elektrické stimulace svalu. Během ní dojde k transverzálnímu zvětšení svalového bříška, což je zaznamenáno parametrem Dm. Velikost se odvíjí od síly kontrakce a procentuálního zastoupení svalových vláken. [34]

Pro tento účel se posuzují dva tensiomyografické parametry – rychlost kontrakce a maximální radiální posun svalového bříska. Tc závisí na poměru pomalých a rychlých svalových vláken. Hodnota Tc je menší, jestliže ve svalu převládají rychlá svalová vlákna. Hodnota Dm se odvíjí od flexibility svalové tkáně. Na tensiomyografické křivce je pozorována větší amplituda v případě, že dochází ke generaci explozivní síly ve svalu a jeho tonus je malý. [34].

Tato metoda je vhodná pro trénovací programy, které jsou založeny na schopnosti přeměny jednoho typu svalových vláken na druhý, čímž lze zkracovat dobu kontrakce nebo zvětšovat její sílu. Podle aktuální potřeby pak může být trénink vhodně modifikován, aby byl co nejefektivnější. Neuromuskulární ohodnocení tréninku umožňuje vytvořit naprosto individuální plán pro konkrétního sportovce tak, aby mu plně vyhovoval a dosahoval díky němu lepších výsledků. [34]

3.5 Tuhost svalů

Obecně se jedná o schopnost odolat nějakému silovému podnětu, aniž by došlo k vlastní deformaci. V tomto konkrétním případě je to pak poměr mezi změnou svalové síly a změnou délky vláken. [43]

Zvýšená svalová tuhost je jedním z faktorů, které se pojí s bolestí pohybového ústrojí. [44] Jedná se o stav, který se vyznačuje zhoršenou schopností pohybu, protože postižené svaly jsou napnuté – jedinec to může při jejich fungování vnímat jako bolest nebo křeče. Existuje podobnost mezi projevy vyšší svalové tuhosti a symptomy poranění. Síla svalového působení je vyšší, ale sval na to není schopný adekvátně odpovědět změnou své délky. [46] Zpravidla se tento stav objevuje po nějaké neobvyklé nebo příliš náročné aktivitě, na kterou nejsou dané svalové skupiny zvyklé. [11]

Nežádoucí svalové tuhosti lze částečně předejít odpovídajícím a dostačujícím strečinkem po každé fyzické aktivitě. Je modifikovatelná silovým tréninkem, jehož efektivitu lze sledovat pomocí TMG. [45]

Nechá-li se sval po námaze nějakou dobu v klidu a bez zátěže, dochází ke zmenšení jeho tloušťky, což je doprovázeno posunem svalového bříska – jestliže je tento sval zkoumán tensiomyografií, projeví se tato změna na výsledné křivce jako nárůst hodnoty Dm. Pokud je objem svalové hmoty zmenšený, ale současně lze pozorovat větší maximální rozsah kontrakce, znamená to, že svalová tuhost se zmenšila během doby regenerace. Mezi tuhostí a Dm tedy existuje negativní korelace. Čím větší je svalová tuhost, tím menších hodnot bude dosahovat tensiomyografický parametr vypovídající o posunutí svalového bříska. [11]

Změny tuhosti svalu lze také pozorovat v závislosti na ohýbání kloubu, ke kterému je upnutý, protože se tím ovlivňuje jeho délka. V některých studiích [46] se

zkoumaly změny D_m , zatímco se měnil úhel, který byl svírán v koleni. S rostoucí velikostí úhlů se zvětšoval i tento zkoumaný parametr, což znamená, že tuhost ve svalu se zmenšovala. [11]

Vzhledem ke svalové tuhosti je rovněž vhodné uvažovat o svalové dysbalanci, která může vzniknout např. u dolních končetin. Tuhost ovlivňuje svalovou schopnost silového vývoje, takže při asymetrii tohoto faktoru dochází ke vzniku rozdílů v síle, která je vyvíjena oběma dolními končetinami, což může vést ke zvýšení rizika zranění. [45]

Schopnost TMG přístroje zachytit změny ve svalové tuhosti je využitelná ve sportovní medicíně (i všeobecném lékařství), protože pomáhá monitorovat proces regenerace po zranění způsobeném při excentrické kontrakci svalu – excentrická zátěž zvýší pasivní tenzi ve svalech. Navíc zvýšená tuhost svalů doprovází většinu neuromuskulárních onemocnění, díky čemuž je tato metoda schopná je detekovat. Nedokáže rozlišit, o jakou konkrétní nemoc se jedná, ale může být indikátorem pro provedení dalších diagnostických vyšetření, která by pak problém specifikovala. [46]

4 Praktická část

Praktickou částí této studentské práce je provedení analýzy nejistot, které mohou ovlivnit přesnost tensiomyografického měření a tím pádem poskytnout chybné informace o stavu svalu. Tyto nejistoty by mohly ovlivnit výsledky, čímž by metoda byla méně spolehlivá a reprodukovatelná. To se týká zejména inter-rater spolehlivosti, kdy provedení měření u stejného subjektu různými vyšetřujícími může poskytnout odlišné výsledky.

4.1 Svalové skupiny

Pro zkoumání nejistot při tensiomyografickém měření byly vybrány dva svaly. Byly zvoleny po konzultaci s fyzioterapeutem, protože bývají u sportovců i méně fyzicky aktivních jedinců nejvíce vytíženy, a tím pádem jsou náchylnější ke zraněním nebo únavě. Jedná se o povrchové svaly a jejich výběr podporuje i to, že jsou dobře palpačně nahmatatelné i laikem a reálná tensiomyografická měření jsou na nich často prováděna. [47]

Ischiokrurální svaly (hamstringy)

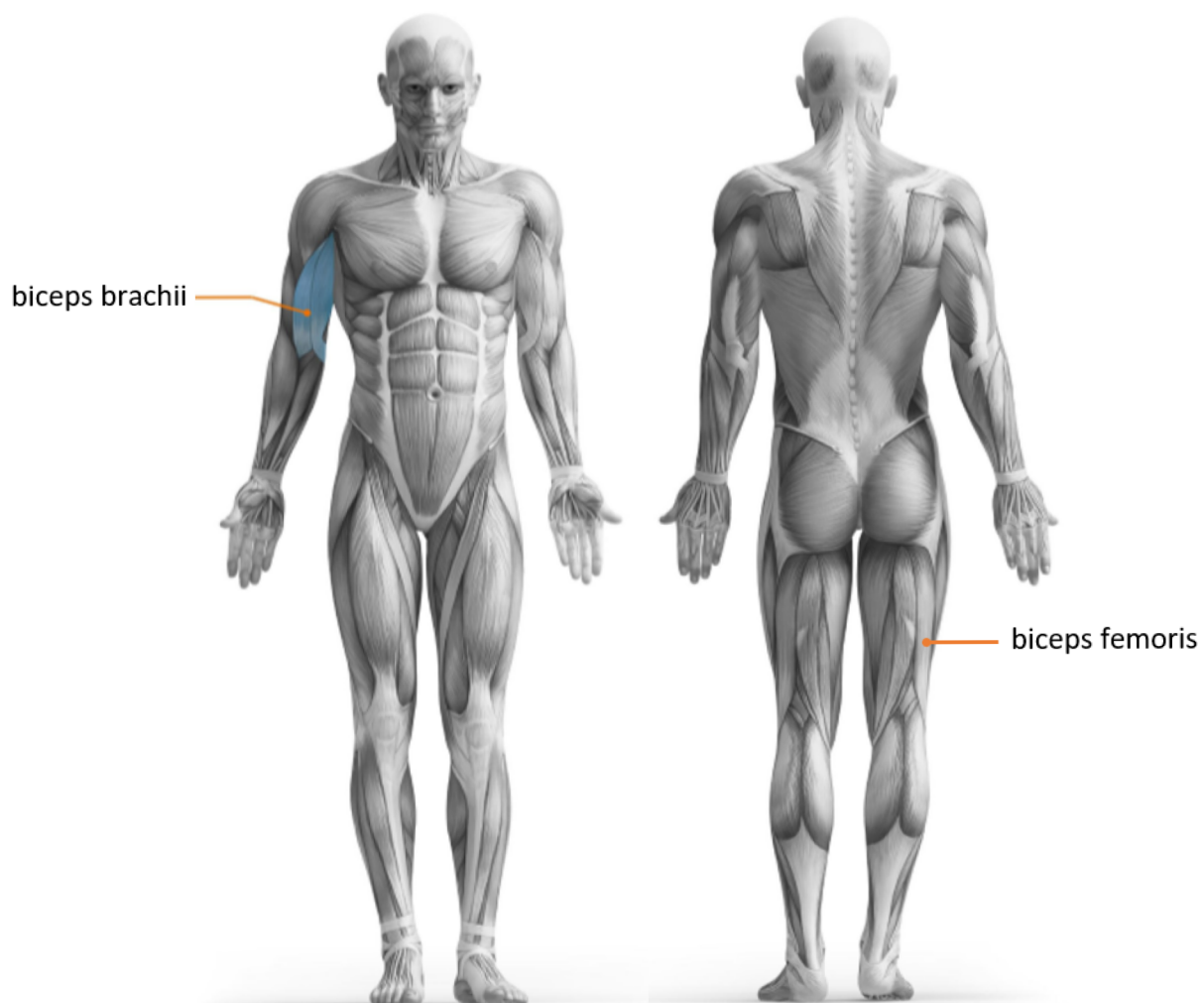
Jedná se o zadní skupinu stehenních svalů. Jsou to extenzory kyčelního kloubu a flexory kolenního kloubu. Patří sem tři svaly s inervací *n. ischiadicus*. [48]

- *musculus biceps femoris* – má dvě vlastní hlavy (*caput longum*, *caput breve*), upíná se na kost lýtkovou (*caput fibulae*), řídí flexi bérce, vnější rotaci flektovaného bérce, extenzi, abdukci a pomocnou vnější rotaci stehna [48]
- *musculus semitendinosus* – upíná se rovněž na kost lýtkovou a jeho funkcí je flexe bérce a vnější rotace flektovaného bérce, extenze a vnitřní rotace stehna, pomocná addukce stehna [48]
- *musculus semimembranosus* – upíná se na kost lýtkovou i kost stehenní, zajišťuje flexi bérce, vnitřní rotaci flektovaného bérce, extenzi a vnitřní rotaci stehna, pomocnou addukci stehna. Nachází se pod *m. semitendinosus*. [48]

Musculus biceps brachii (dvojhlavý sval pažní)

Tento sval má dlouhou a krátkou hlavu (*caput longum*, *caput breve*). Obě začínají na lopatce a upínají se na kost vřetenní a mediální stranu předloktí. Inervace bicepsu je zajišťována *n. musculocutaneus*. Funkcí je abdukce, addukce a ventrální flexe paže (v ramenním kloubu), dále pak supinace pronanovaného předloktí a jeho flexe v loketním kloubu. [48]

Pro analýzu nejistot tensiomyografického měření byly zvoleny následující svaly: *m. biceps brachii*, *m. biceps femoris*. Všechny nejistoty budou proměřeny na muži a ženě na jejich dominantní končetině [47].



Obr. 4.1: Svalové skupiny pro měření (převzato z reportu generovaného TMG softwarem)

4.2 Nejistoty měření

Bylo identifikováno sedm základních nejistot měření (Tab.4.1), přičemž se vycházelo z diskuze s fyzioterapeutem [47], studia odborné literatury [7, 9, 11, 18, 25, 35, 43, 44, 46, 49] a návodu od výrobce [8, 50].

	Nejistota
1	Vzdálenost elektrod
2	Umístění anody a katody
3	Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod
4	Úhel mezi svalem a TMG senzorem
5	Pozice senzoru na svalovém povrchu
6	Úhel ohybu končetiny v kloubu
7	Vnější délka senzoru

Tab. 4.1: Zvolené nejistoty pro měření

4.2.1 Vzđálenost elektrod

Všechny svaly mají svou vlastní délku (navíc individuální pro každého pacienta). Nelze určit fixní vzdálenost, jakou by mezi sebou měly mít stimulační elektrody při TMG. Dle předepsaných postupů od výrobců přístroje by se měly elektrody přikládat na konce fascie - musí být na povrchu (některé svaly jsou povrchové jen částečně a zanořují se pod jiné svaly). Elektrody se umísťují mimo šlachy, které upínají svaly ke kosti. Doporučená vzdálenost je 20-50 milimetrů od měřicího bodu [8]. I tento malý rozsah poskytuje prostor pro variabilitu vzdálenosti elektrod, která by mohla způsobit rozptyl ve výsledcích.

Nalezení vhodného místa lze provádět palpačně, kdy člověk znalý fyziologie a anatomie pohybového ústrojí dokáže na povrchu těla nahmatat počátek a konec vyšetřovaného svalu. Tento postup však nejde nijak standardizovat a rovněž se nedá zajistit, aby byl výsledek objektivní. Lepší identifikace svalu může být provedena nějakou vhodnou zobrazovací metodou (např. ultrazvuk), nicméně každým takovým krokem navíc ztrácí tensiomyografie některé ze svých hlavních výhod, kterými jsou rychlost a prakticky nulová zátěž pro pacienta. [47]

Elektrody mají dostatečně stimulovat pouze daný sval, nikoliv svaly sousedící nebo nacházející se ve tkáni hlouběji. Při umístění elektrod na počátek a konec svalového bříska může dojít ke kontaktu se šlachami i sousedními svaly. Lze se tomu vyhnout posunutím elektrod blíže k sobě, takže vlákna jsou stimulována v jiné části. To však může ovlivnit výsledek jiným nežádoucím způsobem. Znalost toho, jestli

vzdálenost elektrod nějak zásadně ovlivňuje naměřené výsledky a zjištěné parametry (Dm, Tc, Td, Ts, Tr), může přispět k optimalizaci metody, zpřesnění měření a celkovému zvýšení spolehlivosti.

4.2.2 Umístění katody a anody

Doporučený protokol [8] měření počítá s neměnným umístěním stimulačních elektrod. Katoda by měla být umístěna proximálně a anoda distálně. Pod katodou dochází k depolarizaci a směr šíření elektrického stimulu je pak distální.

Během měření jednoho svalu není potřeba elektrody přemísťovat, takže se běžně nevyskytuje problém, že by část měření proběhla podle protokolu popsaného výše, a druhá část s vyměněnou polohou elektrod. Nicméně i s druhým umístěním katody a anody je možné provést měření, aniž by to mělo nějaký vliv na jeho průběh. Elektrický impulz se šíří opačným směrem, což by se mohlo projevit na měřených parametrech v porovnání s výsledky standardního měření. Popsání případného rozdílu zajistí zlepšení inter-rater spolehlivosti.

4.2.3 Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod

Vzhledem k tomu, že svaly mohou dosahovat i poměrně velkých délek, nabízí se značná plocha pro umístění senzoru tensiomyografu. U každého člověka se tato plocha může lišit, čímž vzniká prostor pro nejistotu správného snímání.

Elektrody by od měřicího bodu měly být v nějakém rozsahu definovaném výrobcem a předpokládá se, že senzor bude umístěn vždy ve středu mezi nimi. Ideálně by měl senzor být přímo ve středu svalové bříška, kde by mělo dojít k jeho maximálnímu posunu. V praxi toho lze docílit pouze s obtížemi a běžně se snímá z jiných míst. [47] Senzor není běžně ve středu mezi elektrodami, ale nachází se blíže jedné z nich. Snímaný signál bude tedy v jednom případě pocházet z oblasti, ze které se elektrický impulz šíří, nebo ve druhém případě z oblasti, do které se stimul dostává.

4.2.4 Úhel mezi svalem a TMG senzorem

Dle pokynů výrobce by měl tensiomyografický senzor svírat se svalovým bříškem 90°. Je však velká variabilita polohy TMG senzoru vůči bříšku. Úhel se v podstatě může měnit v rozsahu od 0 až do 180° (do krajních extrémů však nelze zacházet kvůli fyzickým vlastnostem přístroje).

Experimentálním proměřením závislosti odezvy senzoru na změně úhlu, jenž svírá se svalovým bříškem, se získá informace o vlivu, který má na přesnost výsledků. Není známo, jak citlivý senzor na tuto charakteristiku je, a jestli je tomu při

měření potřeba věnovat speciální pozornost. V žádné studii se neuvádělo, zda tato nejistota byla při experimentu brána v úvahu.

4.2.5 Pozice senzoru na svalovém povrchu

Určení přesného středu svalového břicha může být problematické. Bylo by potřeba vždy určit přesné rozměry měřeného svalu a následně matematicky vypočítat, kde ideálním místo pro senzor nachází. Navíc je nutné kalkulovat i s tím, že rozměry svalového břicha jsou individuální podle toho, v jaké fyzické kondici a stavu se pacient momentálně nachází. [47] Dle výrobce má být senzor umístován doprostřed břicha. [8] Radiální posun svalového břicha je největší právě v jeho středu, protože se tam nachází nejvíce svalových vláken reagujících na stimul. Směrem k periférii svalu vláken ubývá a zjištěná hodnota parametru D_m se může lišit oproti ideálnímu místu pro měření.

4.2.6 Úhel ohybu končetiny v kloubu

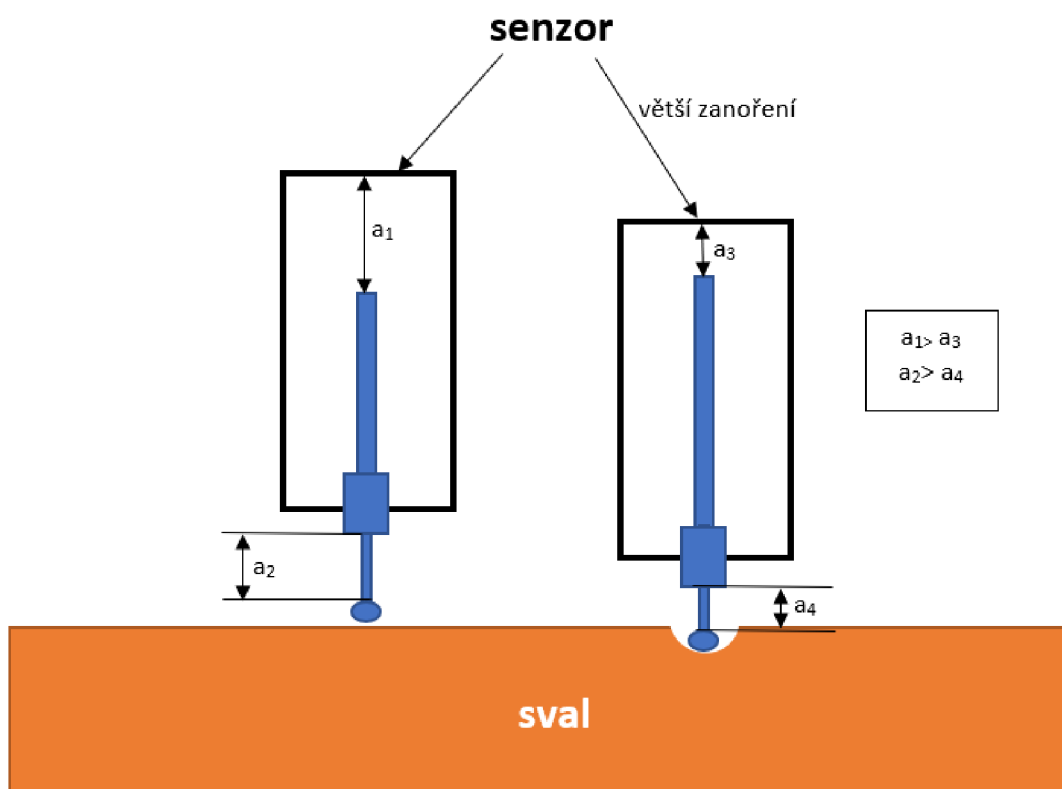
Přirozená poloha končetiny je taková, že je mírně ohnutá o 5 až 30°. Uvažuje-li se kolenní kloub, pak musí kost stehenní svírat například s kostí holenní tupý úhel v rozsahu 175 až 150°. Tento úhel má vliv na svalovou tuhost [46], podle které se pak mohou měnit i některé měřené parametry.

4.2.7 Vnější délka senzoru

Kovová část senzoru, která je v přímém kontaktu s kůží měřeného subjektu, nemá neměnnou délku. Respektive se mění velikost části, která je viditelná a je vně těla digitálního senzoru. Podle toho, jak jí tlačíme do svalu, se zasouvá dovnitř nebo naopak vysouvá ven. Tato vlastnost senzoru je důležitá proto, aby při stimulaci nedošlo k mechanickému poškození tkáně nebo se nepoškodil samotný senzor.

Snímací špička by měla mírně tlačít do svalové tkáně, ale není žádné doporučení pro to, zda se má sledovat, jak velká část externí části je před počátkem měření zasunuta do těla senzoru. Výrobce však neuvádí způsob kontroly této pozice špičky. Na dotaz na prodejce v České republice nebyla získána odpověď. [47]

Na obrázku 4.2 je znázorněna změna délky snímací tyčinky se zanořením senzoru. Jednotlivé vzdálenosti a_2 (respektive a_4) se budou měnit v každém měření v rámci analýzy této nejistoty. Jestliže není snímací tyčinka zasunutá, je její vnější délka rovna 4 cm.



Obr. 4.2: Zasunutí senzoru do těla přístroje

4.3 Metodika

Výše zmíněné nejistoty budou experimentálně proměřeny. Zohledněny budou faktory, které byly definovány jako možné zdroje chyb ve výsledku. Při měření probandů bude postup fakticky stejný, je ale potřeba zohlednit rozdíly v jejich fyziologii (anatomická stavba a tělesná konstituce) a podle toho přizpůsobit měření každému z nich (např. rozdílná délka svalu).

Postup od výrobce

Instrukce uváděné od výrobce jsou poměrně stručné a neobsahují dostatek informací pro provedení vyšetření: [8, 26, 50]

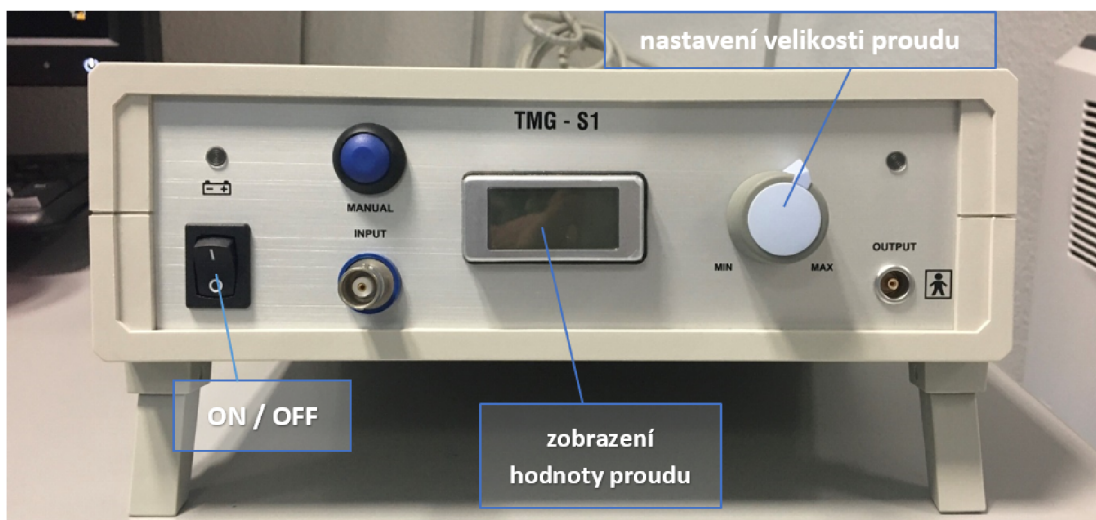
- stimulační elektrody umístit přímo na kůži
- tensiomyografický senzor umístit mezi elektrody
- anodu umístit distálně a katodu proximálně
- vzdálenost elektrod od měřicího místa 20-50 milimetrů

- elektrický impulz tvořen jedním DC pulzem s dobou trvání 1 ms

Samotný elektrický impulz pro stimulaci je už přímo v nastavení samotného generátoru elektrických impulzů a nelze měnit jeho tvar nebo dobu trvání, pouze velikost proudu - poslední bod je tedy vždy striktně u všech měření dodržen.

Generátor elektrických impulzů

Zdrojem elektrických impulzů je potenciostat TMG-S1, u nějž se během měření nastavuje hodnota elektrického proudu. Rozsah velikosti aplikovatelného proudu je 0 až 110 mA. Každý elektrický impulz má délku trvání 1 ms.



Obr. 4.3: Potenciostat

Displej, který zobrazuje hodnotu proudu je pouze orientační, protože neukazuje přesně - správná velikost je vidět až v počítačovém softwaru, který pracuje s naměřenými parametry.

Příprava probandů na měření

Tensiomyografická měření pro účely této bakalářské práce nejsou svým provedením náročná pro pacienty. Jejím cílem není přímo zkoumat funkční vlastnosti kosterního svalstva jednotlivých probandů, nýbrž hodnotit výsledky v závislosti na způsobu provedení vlastního měření.

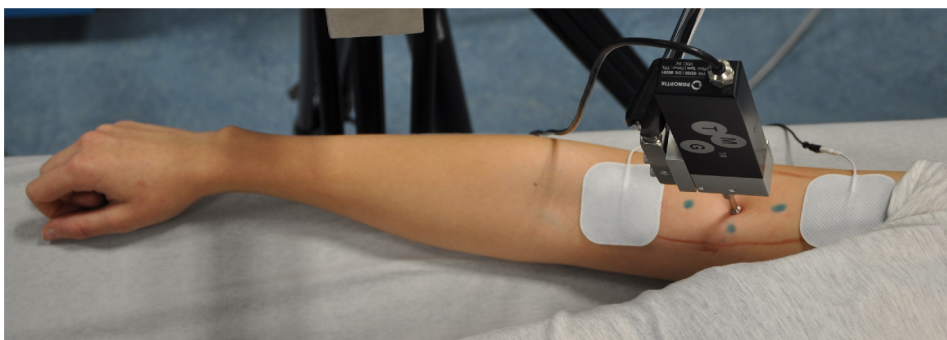
Vyšetřovaná osoba se musí položit na lehátko - měření lze provádět i vsedě, nicméně tělo je stabilnější, když je v horizontální poloze. [47] Při dodání impulzu do svalu dojde k jeho radiální deformaci a měřená část těla sebou škube, je-li velikost proudu dostatečně velká. Pokud by člověk při měření seděl, pak by jeho

horní končetiny neměly dostatečnou oporu nebo by mohlo dojít k přesunutí špičky senzoru a tím zkreslit výsledek více, než jak by to mohla způsobit daná zkoumaná nejistota. Navíc svaly na dolních končetinách ani v poloze vsedě měřitelné nejsou, zejména ty na zadní straně stehen, na kterých by pacient seděl. Vzhledem k tomu, že musculus biceps femoris, který byl v této práci zvolen jako jeden z měřených svalů, se zrovna na dorsální straně nachází, byla by zde limitace v provedení měření obou svalů za stejných podmínek. Svaly by musely být měřeny v úplně jiné poloze pacienta, což není vzhledem k povaze analýzy vhodné, poněvadž by to přinášelo další faktor ovlivňující výsledek.

Poloha vleže je rovněž pohodlnější pro probanda - měření je časově náročné. Vzhledem k tomu, že se u každého měří dva svaly a na každém celkem sedm nejistot, které mají vždy alespoň čtyři dílčí měření pro dostatečnou výpovědní hodnotu, zabere experimentální měření jednoho pacienta až šest hodin, než je na něm vše důkladně a pečlivě provedeno. Průměrně je více než padesát záznamů pro jednoho pacienty (což odpovídá více než dvě stě stimulacím).

Důležitým krokem je nalezení správného svalu a stanovení jeho okrajů. Za pomoci fyzioterapeuta se oba svaly na každém probandovi označily fixem tak, aby byly přesně stanoveny jeho hranice. Následně musel být sval změřen na délku i na šířku a rozměry zaznamenány pro určení parametrů pro jednotlivá měření. Díky barevnému vyznačení svalů nemusí být opakovaně vyhledávány palpací a zabrání se odchylkám při určování parametrů nejistot (nedojde k zanesení chyby důsledkem rozdílného určení rozměru a polohy svalu).

Podle analyzované nejistoty je sval doplněn ještě dalšími značkami (např. body pro přesunování elektrod nebo senzoru). Vyznačeno je i ideální místo pro umístění elektrod a senzoru pro provedení základního měření, se kterým pak budou další výsledky rovněž porovnávány. Je to nastavení, při kterém by měla být stimulovaná kontrakce maximální. Základní měření je provedeno v souladu s doporučením od výrobce, jak by se mělo během práce s tensiomyografem postupovat. [8, 26, 50]



Obr. 4.4: Vyznačení svalu a značek před provedením měření

Stimulační elektrody jsou připojeny ke zdroji elektrických impulzů a umístěny na zvolené místo na svalu. Pro lepší přilnavost na kůži je možné je navlhčit (popřípadě použít speciální gel), aby správně plnily svoji funkci. Tensiomyografický senzor (uchycený ramenem s pohyblivými klouby pro snadnou manipulaci) se dotýká povrchu svalu na předem definovaném místě. V tomto okamžiku je možné začít měřit.

Stanovení vhodné velikosti elektrického proudu

Na elektrickém stimulátoru lze nastavovat hodnotu elektrického impulzu, který vyvolává svalovou kontrakci vybuzením části vláken. Jestliže je velikost tohoto proudu příliš malá, nedojde k aktivaci dostatečného počtu svalových vláken a naměřené parametry nevypovídají o stavu celého svalu. Dochází zejména ke zkreslení velikosti posunu svalového břicha, která dosahuje nižších hodnot. [47]

Naopak při nadměrně vysoké hodnotě proudu jsou zaktivována i vlákna sousedících svalů a pozorovaná svalová kontrakce je sumou z více svalů. [47]

Velikost stimulačního podnětu by rovněž měla brát ohled na komfort pacienta. Je zbytečné zvyšovat velikost proudu, jestliže nepozorujeme žádnou změnu na tensiomyografické křivce. Efektem je pouze větší zátěž pro vyšetřovaný sval. Při stálosti tvaru křivky se velikost dále nenavysuje.

Každý pacient je individuální a k vybuzení svalových vláken potřebuje vlastní hodnoty proudu. Zrovna tak se to liší i pro jednotlivé svaly - menší, které jsou tvořeny zejména rychlými vlákny, budou mít při dané hodnotě proudu jinou odpověď než plošně rozsáhlejší svaly složené převážně z pomalých vláken. [47]

Vhodný aplikovaný proud se zjišťuje empiricky. [47] Svalová kontrakce se opakovaně stimuluje proudem o různých hodnotách. Začíná se na nižších hodnotách, které se postupně navyšují. Po každém impulzu se sleduje tvar tensiomyografické křivky. Zvyšování proudu pokračuje do té doby, dokud se křivka výrazně mění. Její ustálení znamená, že byla nalezena velikost proudu, která aktivuje optimální počet svalových vláken.

Na obrázcích 4.5, 4.6, 4.7 a 4.8 je demonstrováno, jak se mění tensiomyografická křivka při různých proudech. Jednotlivé grafy vyjadřují posun svalového břicha v milimetrech (osa y) v čase udávaném v milisekundách (osa x).

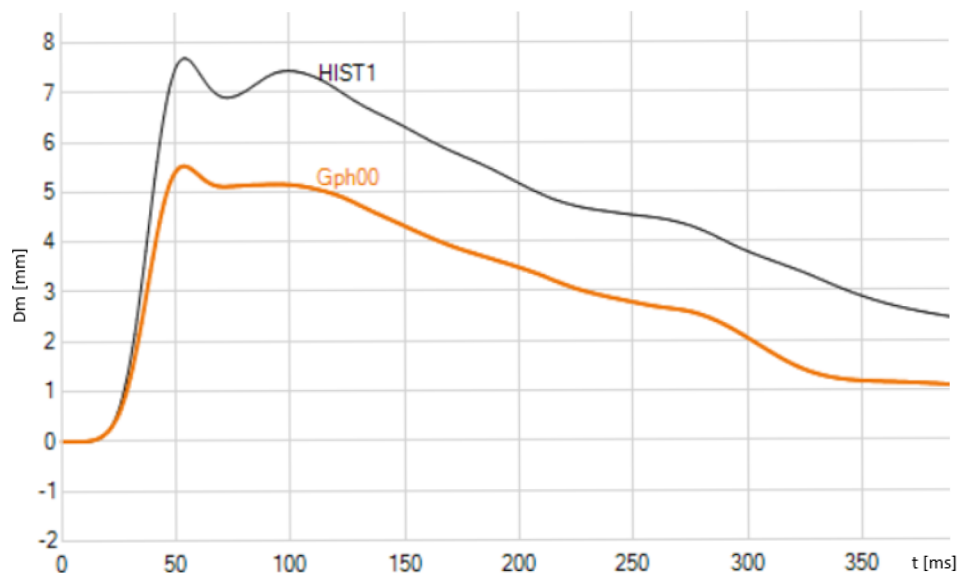
Na Obr. 4.5 byl proud nejnižší a oranžová křivka Gph00 odpovídá svalové odezvě na elektrický stimul o velikosti 40 mA (HIST1 je záznam z předcházejícího měření).

Na Obr. 4.6 zvýšením proudu došlo ke změně svalové odezvy, zvýšila se zejména hodnota Dm, které odpovídá první peak - při 40 mA jeho hodnota byla 5,5 mm, zatímco při 50 mA se posun zvětšil na 6,2 mm (nárůst o 12,7 %).

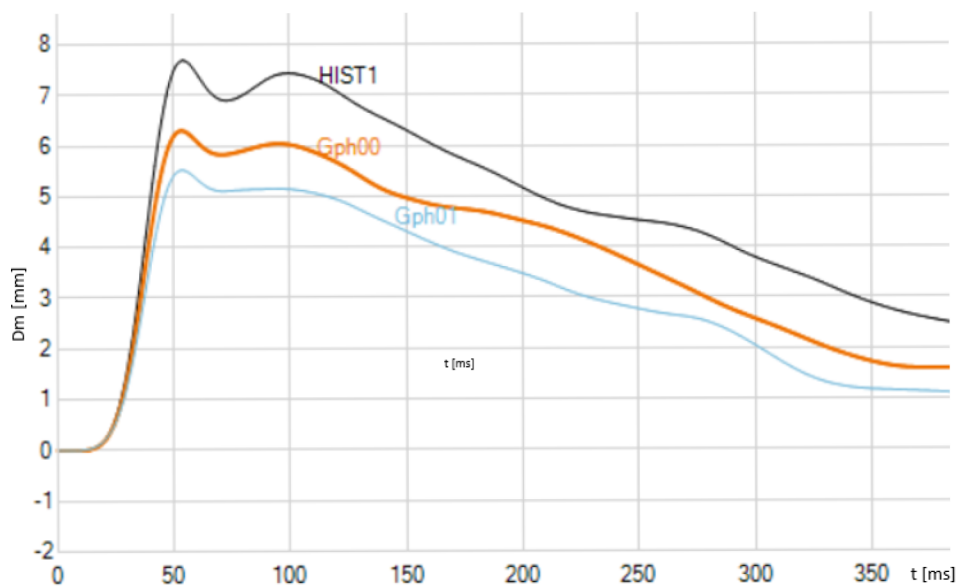
Na Obr. 4.7 odpovídá velikosti 60 mA opět oranžová křivka Gph00 (předchozí měření s proudem 50 mA má nyní označení Gph01 a je zobrazeno pro srovnání).

Hodnota D_m se zvýšila na 7,6 mm.

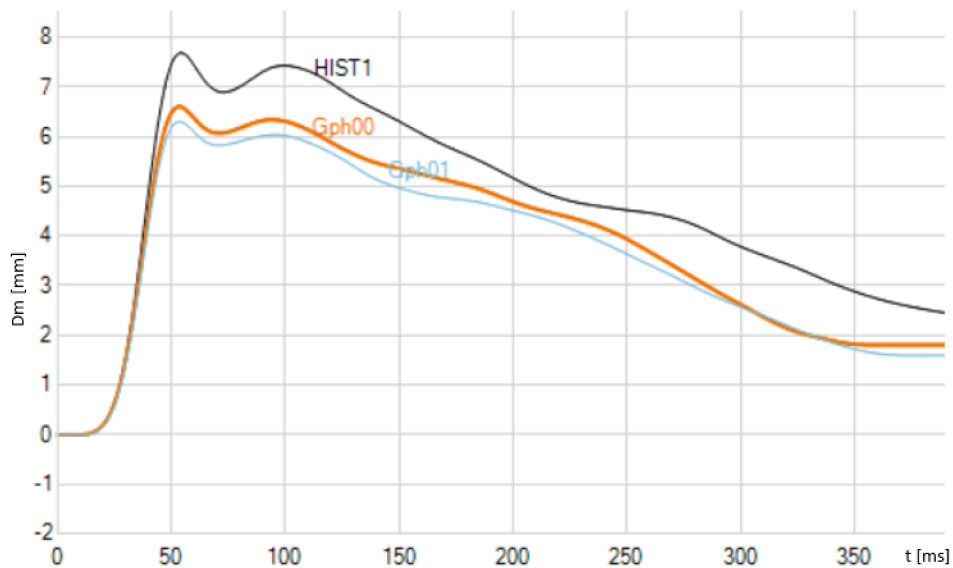
Pokud se proud opět změnil o 10 mA směrem nahoru (Obr. 4.8), tak už ke změně parametru nedošlo a hodnota proudu pro měření se tedy pohybuje v rozmezí 60 až 70 mA.



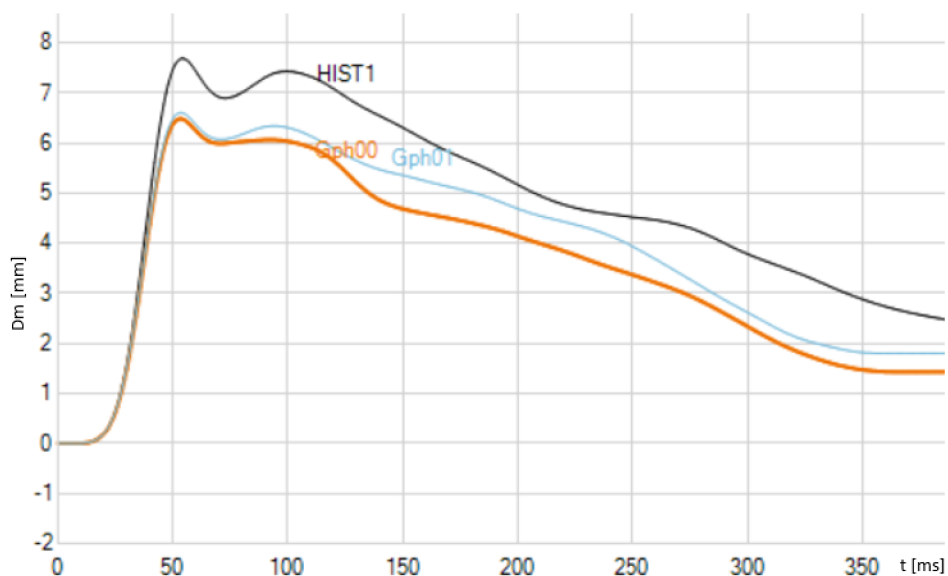
Obr. 4.5: Tensiomyografická křivka při proudu 40 mA



Obr. 4.6: Tensiomyografická křivka při proudu 50 mA



Obr. 4.7: Tensiomyografická křivka při proudu 60 mA



Obr. 4.8: Tensiomyografická křivka při proudu 70 mA

Stanovení základní polohy senzoru

Tensiomyografický senzor je umístěn mezi stimulační elektrody do středu svalového břicha, přičemž s povrchem svírá úhel 90° (neprovádí-li se měření pro zjišťování vlivu úhlu senzoru na odezvu svalu). Střed svalu byl v měřeních pro tuto práci určen jako průnik os jednotlivých okrajů, které byly zjištěny na začátku pomocí palpace. Geometrický střed ovšem nemusí odpovídat anatomickému umístění středu

svalového bříška, proto je potřeba ještě provést kontrolu orientačním měřením, kdy se aplikuje proud a je pozorován tvar tensiomyografické křivky. [47]

Jestliže je graf standardní (odpovídá tomu, co je uváděno výrobcem jako tvar, kterého se dosáhne při správném měření, viz Obr. 2.2), nachází se senzor ve středu svalu. [47]

Pokud však křivka standardní není, provádí se korekce umístění, což mohou být drobné posuny senzoru jak v longitudinálním tak transverzálním směru. Po každé změně je nutné provést kontrolní měření a na základě tvaru křivky určit, zda se senzor už ve středu svalového bříška nachází. [47]

Stanovení základní polohy elektrod

Elektrody jsou umísťovány s ohledem na konkrétního probanda (různé svaly a různé délky povrchové části) a měřenou nejistotu. Např. u první nejistoty zkoumající vliv vzdálenosti elektrod na výsledné parametry kontrakce je jejich poloha proměnná u každého bodu měření. Nicméně v ostatních je už vzdálenost stejná. Anoda je umístěna distálně a katoda proximálně.

Postup měření pro jednotlivé nejistoty

Přestože se v průběhu každého měření mění některé ze základních nastavení (poloha elektrod, senzoru, atd.), na začátku měření každé nejistoty se provede jedna standardní stimulace, čímž získáme referenční hodnoty pro porovnání míry nespoehlivosti. V průběhu je kladen důraz na to, aby veškeré nastavení, které není v konkrétním případě předmětem zkoumání, bylo neměnné a podle doporučení výrobce.

Vzdálenost elektrod

Po nalezení okrajů měřeného svalu a jejich vyznačení jsou elektrody umístěny tak, aby byly v maximální možné vzdálenosti - to znamená na longitudinálních koncích povrchové části svalu. Anoda je distálně a katoda proximálně. Tensiomyografický senzor je umístěn do středu svalového bříška, přičemž s povrchem svírá úhel 90° .

Na sval jsou před zahájením měření nakresleny značky pro neměnné umístění senzoru a pro posouvání elektrod. Přibližují se k sobě vždy o 1 až 2 cm podle délky svalu. Omezením v tomto případě je celková plocha elektrod, jež je dána hlavně jejich nosiči, které elektrodu přesahují vždy alespoň o dva centimetry z obou stran, takže je k sobě nelze posouvat až na nejmenší možnou vzdálenost. Navíc je mezi nimi umístěn i senzor, který brání většímu přiblížení.

Číslo měření	1.	2.	3.	4.	5.	6.	7.
Žena	12,50	9,00	8,00	7,00			
Muž	21,50	17,00	15,00	13,00	11,00	9,00	7,00

Tab. 4.2: Vzdálenost elektrod [cm], musculus biceps femoris

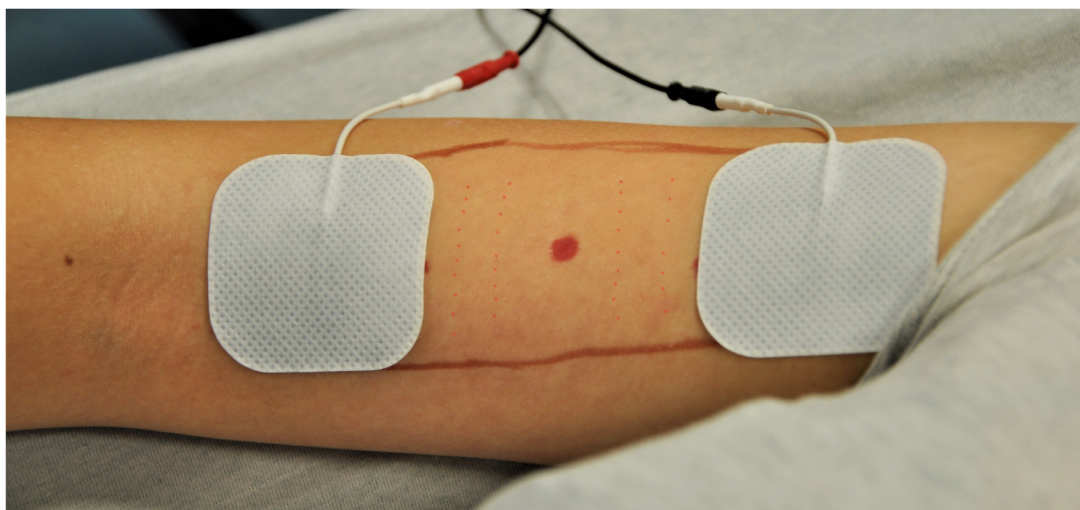
Číslo měření	1.	2.	3.	4.	5.	6.
Žena	11,50	9,00	8,00	7,00		
Muž	14,00	12,00	10,00	9,00	8,00	7,00

Tab. 4.3: Vzdálenost elektrod [cm], musculus biceps brachii

Vzdálenosti pro jednotlivě probandy nejsou totožné, jelikož každý má jinou délku dostupné části svalu. Liší se rovněž pro jednotlivé svaly (viz Tab. 4.2 a 4.3).

Umístění katody a anody

V rámci této nejistoty jsou provedena pouze dvě měření. Během prvního je anoda umístěna distálně a katoda proximálně. Ve druhém případě se pak při stejné poloze tensiomyografického senzoru pouze prohodí anoda a katoda (pro větší přesnost jsou nosiče elektrod obkresleny na pokožku).



Obr. 4.9: Umístění katody a anody (katoda černá, anoda červená)

Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod

Před započítím měření jsou na svalu definována místa pro umístění senzoru, který se bude pohybovat mezi elektrodami longitudinálně (viz Obr 4.9). První z měření je standardní se senzorem umístěným přesně uprostřed, ale v dalších případech se bude přesouvat po podélné ose svalu s měnícími se vzdálenostmi od jednotlivých elektrod.

V prvním cyklu měření se bude přibližovat k anodě (umístěna distálně) a vzdalovat od katody, ve druhém to bude naopak.

Poměry vzdáleností budou zachovány v obou směrech (tzn. posouvání senzoru po povrchu svalu proximálně i distálně). Konkrétní měřené polohy pro probandy obou pohlaví viz následující tabulky 4.4, 4.5, 4.6 a 4.7.

Číslo měření		1.	2.	3.	4.	5.
Muž	Katoda	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00
	Anoda	15,00	14,00	13,00	12,00	11,00
Číslo měření		6.	7.	8.	9.	10.
	Katoda	11,00	12,00	13,00	14,00	15,00
	Anoda	7,00	6,00	5,00	4,00	3,00

Tab. 4.4: Vzdálenost sensor-elektrody [cm], muž, musculus biceps femoris

Číslo měření		1.	2.	3.	4.	5.
Muž	Katoda	3,00	4,00	5,00	6,00	7,00
	Anoda	11,00	10,00	9,00	8,00	7,00
Číslo měření		6.	7.	8.	9.	10.
	Katoda	8,00	9,00	10,00	11,00	
	Anoda	6,00	5,00	4,00	3,00	

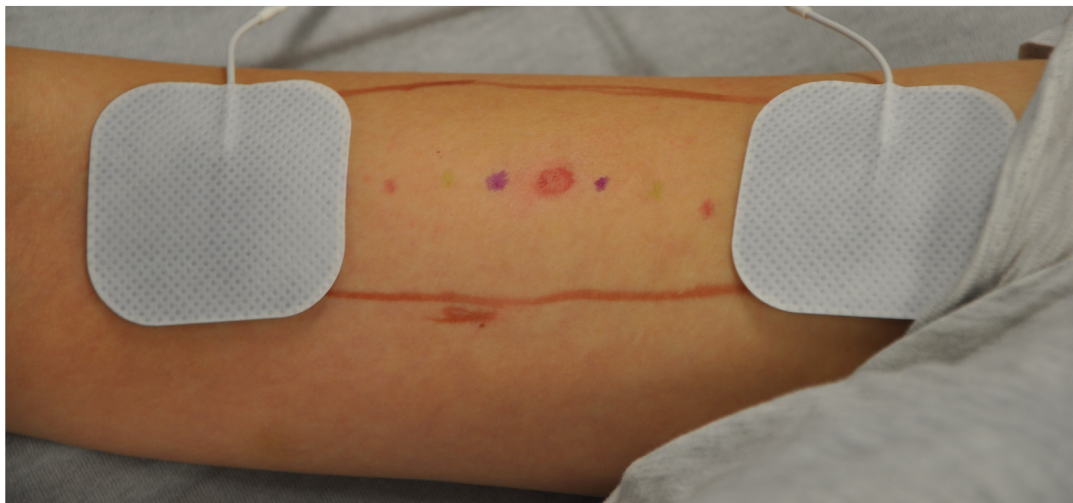
Tab. 4.5: Vzdálenost sensor-elektrody [cm], muž, musculus biceps brachii

Číslo měření		1.	2.	3.	4.	5.
Žena	Katoda	3,00	4,00	6,50	9,00	10,00
	Anoda	10,00	9,00	6,50	4,00	3,00

Tab. 4.6: Vzdálenost sensor-elektrody [cm], žena, musculus biceps femoris

Číslo měření		1.	2.	3.	4.	5.
Žena	Katoda	3,00	4,00	5,50	7,00	8,00
	Anoda	8,00	7,00	5,50	4,00	3,00

Tab. 4.7: Vzdálenost senzor-elektrody [cm], žena, musculus biceps brachii



Obr. 4.10: Pozice senzoru během měření

Úhel mezi svalem a TMG senzorem

Při měření této nejistoty byly dopředu definovány úhly, které budou v rámci práce zkoumány. Voleny byly tak, aby bylo možné je přesně replikovat při více měřeních u různých probandů a výsledky byly reprodukovatelné (Tab. 4.8).

Měření v distální, laterální a proximální rovině u horní končetiny není ničím omezeno, nicméně v mediálním směru se u musculus biceps brachii vyskytlo omezení vzhledem k lidské (zejména ženské) anatomii. Hrudník probanda a vlastní rozměry tensiomyografického senzoru brání tomu, aby byl úhel mediálně měřen beze změny polohy vyšetřované končetiny. Pacient se musí na změřený poslední směr posunout, aby měl paži dále od těla a poskytl tak potřebný prostor pro manipulaci s přístrojem. U dolních končetin takové omezení není, proto byly proměřeny definované úhly ve všech směrech bez nutného pohybu pacienta.

Výchozí pozice senzoru je standardní - to znamená umístění snímací špičky přesně do středu svalu mezi elektrodami. Měnit se bude úhel sklonu senzoru. Doporučená velikost je 90° , ale z praxe [47] je známo, že to většinou není striktně dodrženo a

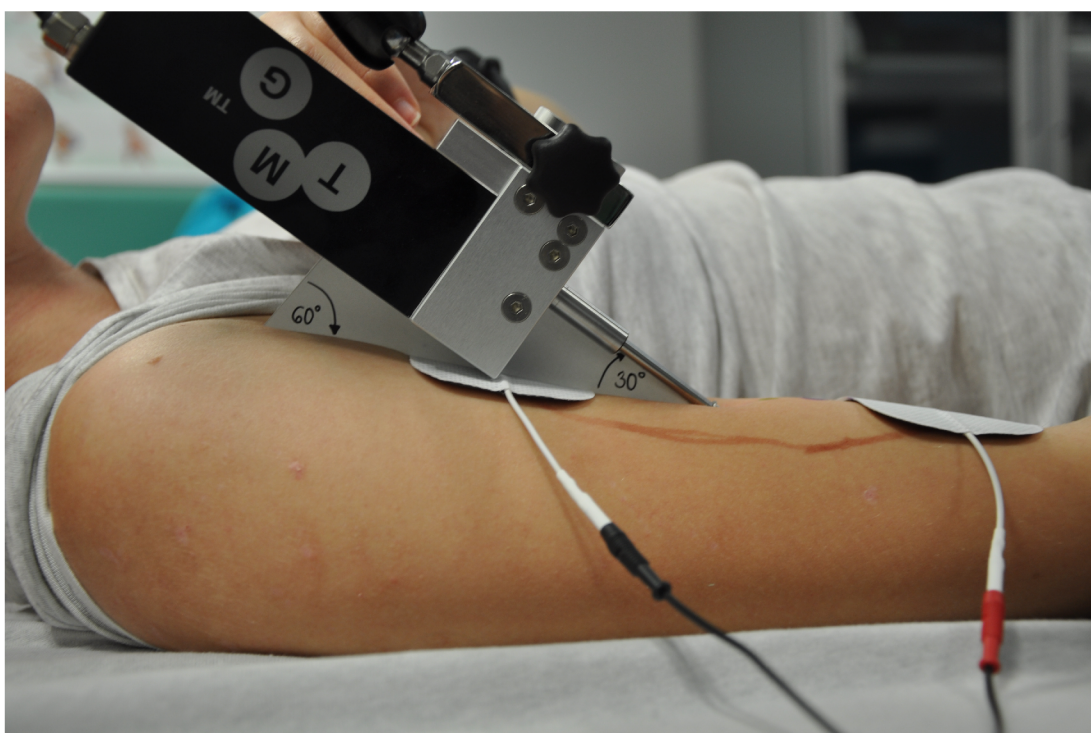
pozoruje-li lékař/fyzioterapeut na tensiomyografické křivce typický průběh, pak není úhel korigován, přestože by se jeho úpravou mohlo docílit jiného výsledku.

Směr	1.	2.	3.
Distální	30°	45°	60°
Proximální	30°	45°	60°
Laterální	30°	45°	60°
Mediální	30°	45°	60°

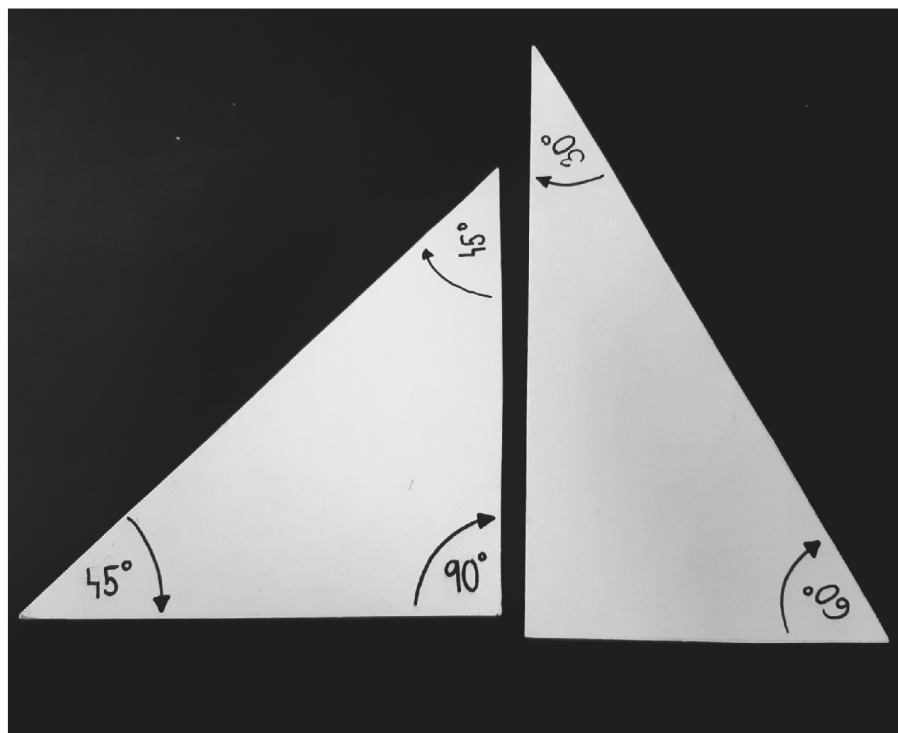
Tab. 4.8: Úhel mezi svalem a TMG senzorem

Pro dodržení přesnosti při stanovování úhlů byly dopředu vytvořeny šablony z tvrdého papíru. Vzhledem ke zvoleným velikostem úhlů měly šablony tvar trojúhelníku s vyznačenými úhly u každého vrcholu, aby nedošlo k záměně během experimentu (Obr. 4.12).

Při samotném měření byl v každém případě použit vhodný trojúhelník (Obr. 4.11), který se přiložil na sval a podle něj se následně nastavil úhel, jenž měl svírat senzor se svalem. Jakmile byla jeho pozice správná, byl pevně zafixován v držáku a snímal stimulovanou kontrakci.



Obr. 4.11: Úhel mezi senzorem a svalem



Obr. 4.12: Šablony pro dodržení úhlu naklonění senzoru

Spolupráce probanda byla nutná pro zvýšení přesnosti, protože s jeho pomocí (přidržením šablony při přípravě měření) bylo nastavení senzoru snáze proveditelné. Před začátkem měření se vrátil do původní polohy (s důrazem kladeným na to, aby se s měřenou končetinou nepohnulo a výsledek nebyl zatížený zbytečnou chybou).

Pozice senzoru na svalovém povrchu

Hodnotí se celkem několik poloh senzoru na povrchu svalu. Jsou voleny podle konkrétního probanda a dostupné plochy povrchové části měřených svalů.

Standardně se nejprve změří klasická pozice ve středu svalu, přičemž senzor je umístěn kolmo a obě elektrody na vzdálenějších okrajích svalu. V dalších případech se pak bude hodnotit vychýlení senzoru v proximálním, distálním, laterálním a mediálním směru. Vzhledem k tomu, že sval na šířku nedosahuje takového rozměru jako na délku, tak se v posledních dvou směrech proměří pouze případy, kdy je senzor umístěn 1 centimetr od příslušného okraje svalu.

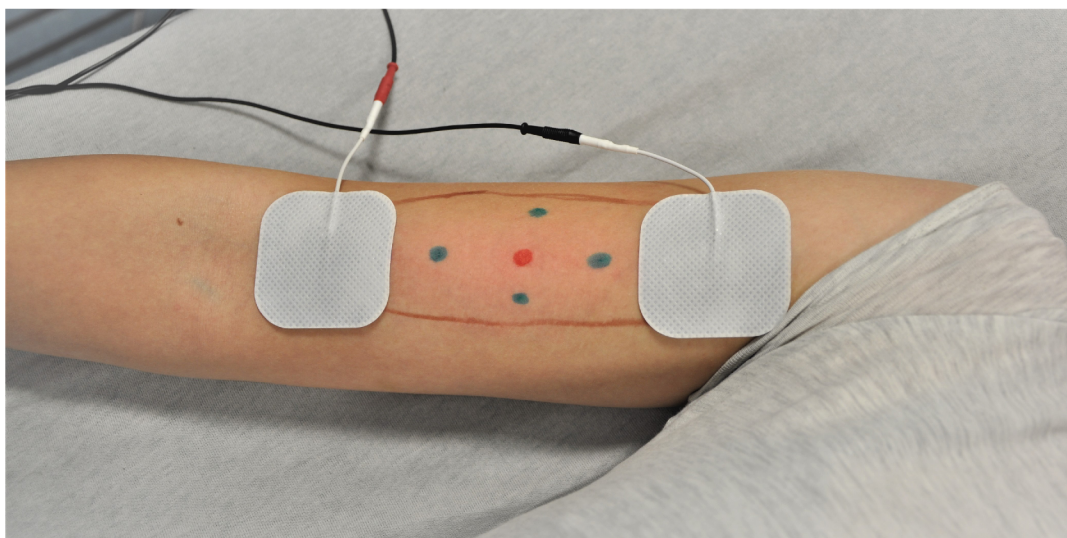
Pro vyhodnocení této nejistoty jsou použity i výsledky získané během měření pro nejistotu zkoumající vliv vzdálenosti senzoru od jednotlivých elektrod. Pro zjištění vlivu pozice senzoru na svalovém povrchu jsou naměřeny aditivní případy podle následujících tabulek 4.9 a 4.10.

Okraj svalu	Proximální a Distální	Laterální	Mediální
Vzdálenost od okraje	3,00 4,00	1,00	1,00

Tab. 4.9: Posuny senzoru, [cm], musculus biceps femoris a brachii u ženy

Okraj svalu	Proximální a Distální	Laterální	Mediální
Vzdálenost od okraje	3,00 5,00	1,00	1,00

Tab. 4.10: Posuny senzoru, [cm], musculus biceps femoris a brachii u muže



Obr. 4.13: Značky pro senzor při měření různých pozic na povrchu svalu

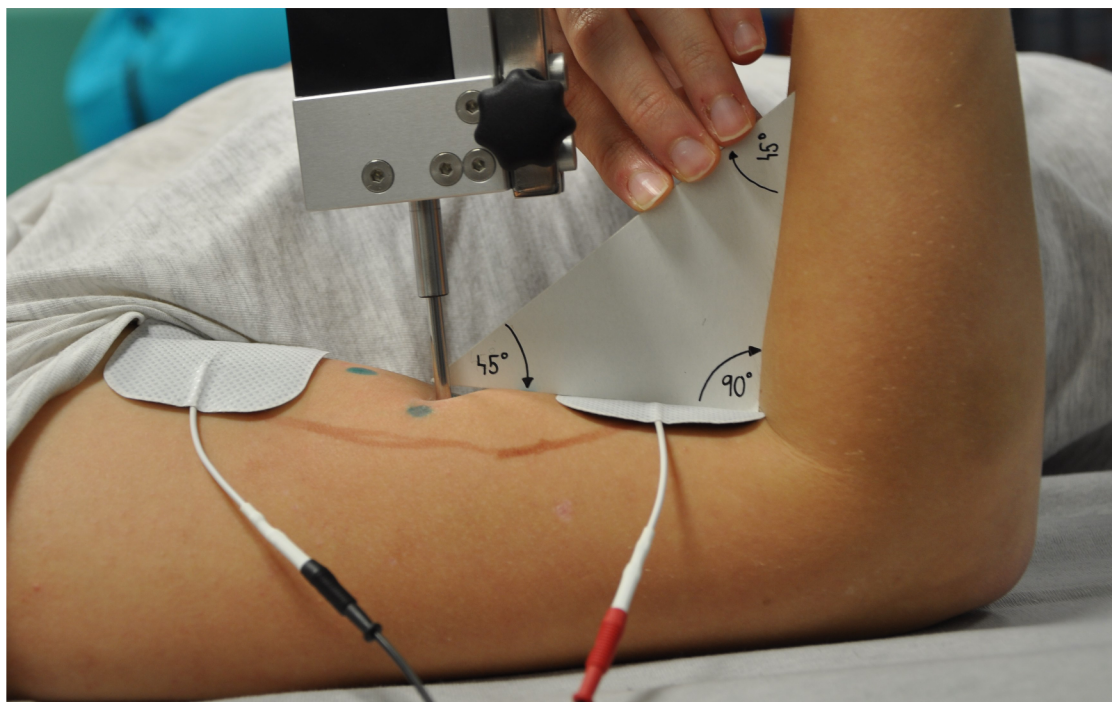
Úhel ohybu končetiny v kloubu

Při měření této nejistoty je opět vyžadována spolupráce pacienta. Úhlem ohybu končetiny se ovlivňuje tuhost ve svalectech [11], což by mohlo způsobit odchylku od parametrů, které by se naměřily v případě, že by kloub byl ve své přirozené poloze. Metoda tensiomyografie se používá i pro hodnocení svalové tuhosti, takže změny v poloze kloubu mohou zatížit skutečný výsledek chybou.

První měření je standardní - měřená končetina je položena na stejné podložce jako ve všech ostatních zkoumaných nejistotách, díky čemuž je v přirozené poloze. Stimulační elektrody jsou přilepeny na vzdálenějších okrajích svalu a tensiomyografický senzor se umístí do středu svalového břicha pod úhlem 90°. V dalších měřeních se mění úhel ohybu kloubu - po každé změně úhlu je potřeba znovu zkontrolovat a upravit umístění senzoru, protože se s končetinou výrazně hýbe a mohlo by dojít k

vychýlení snímací špičky senzoru od středu svalového břicha nebo ke změně úhlu, který senzor svírá s povrchem svalu.

Pro určení úhlu ohybu končetiny v příslušném úhlu byly použity stejné trojúhelníkové šablony, které se použily rovněž při měření nejistot vznikajících s různými úhly mezi svalovým povrchem a tensiomyografickým senzorem.



Obr. 4.14: Úhel ohybu končetiny v kloubu

V tomto případě je rovněž značným omezením anatomická stavba probanda a rozměry senzoru, které brání přesnému měření úhlů menších než je 90°. Pokud by pacient ohnul končetinu do příliš malého úhlu, zavazal by samotnému senzoru, takže by nemohl být nastaven stejně jako při úvodním standardním měření. Navíc by mohlo dokonce dojít k jeho mechanickému poškození nebo shození po stimulaci kontrakce, kdy pacient končetinou může škubnout, je-li stimulační impulz dostatečně silný.

Sval	m. biceps femoris	m. biceps brachii
Úhel	90° 150° 180°	90° 150° 180°

Tab. 4.11: Úhly ohnutí končetiny ve stupních, u muže i ženy

Dalším důležitým faktorem, jenž má vliv na konečný výsledek, je schopnost pacienta udržet končetinu v průběhu měření pod definovaným úhlem. Z tohoto důvodu

se kromě standardního úhlu (ohnutí o 30°, tzn. svírá úhel 150°) proměří pouze dva. První měření probíhá bez podložky, takže se jedná o 180°, končetina je úplně narovnaná. A ve druhém případě se pomocí šablony ohne končetina v kloubu do pravého úhlu. Pacient musí v této poloze vydržet, dokud není měření ukončeno.

Vnější délka senzoru

Samotný tensiomyografický senzor je typický tím, že jeho vnější část nemá fixní délku. Z těla přístroje vystupuje část, která má podobu kovové tyčinky zakončené kuličkou, která snímá signál z elektricky stimulovaných svalů. Její vlastností je, že se během měření může zasunovat do těla přístroje podle jeho vzdálenosti od povrchu, ze kterého snímá. Tyčinka se flexibilně zasunuje, jestliže je přístroj natolik blízko ke svalu, že by měření nešlo provádět správně - například by senzor nemohl být umístěný kolmo na svalový povrch, ale svíral by s ním velmi ostrý úhel, což by potenciálně ovlivnilo správnost výsledku.

Během jednotlivých měření pro tuto nejistotu je nastavení vyšetření standardní jako v předchozích případech.

Proměřeno bude několik situací. V prvním případě senzor nebude zasunut prakticky vůbec, bude se pouze lehce dotýkat svalového povrchu - zasunutí tedy bude považováno za nulové, protože ani v normálních měřeních není kladen důraz na zanoření senzoru. V dalších krocích se pak bude tento faktor měnit.

Pro nastavení zasunutí senzoru do těla přístroje se používá pohyblivé rameno, ve kterém je tensiomyograf pevně uchycen. Umožňuje snadnou manipulaci, díky čemuž se přístroj může přiblížit ke svalu tak, jak měření zrovna vyžaduje. Je poměrně problematické stanovit na milimetr přesně požadovanou délku vnější části senzoru. Pro kvantifikaci této délky je použito pravítko, kterým je před zahájením stimulace svalstva přeměřena část senzoru (tedy kovové tyčinky bez kuličky na konci, protože ta je v přímém kontaktu se svalem a není možné ji změřit, aniž by se při tom změnila délka vnější části senzoru), která je viditelná.

Komplikací pro určení přesné délky je to, že externí část tyčinky nelze zafixovat. Pokud by například požadovaná délka měla být 20 mm, není možné se v průběhu celého jednoho měření spolehnout na to, že se to nezmění. Je to dáno fyziologicky, proband dýchá a nedokáže ležet naprosto strnule a nehybně. Důsledkem je změna velikosti vnější části.

Z tohoto důvodu bude u všech probandů tato pozorovaná délka nastavována spíše orientačně a předmětem analýzy bude to, jak se mění měřené parametry s rostoucím zasunutím sensorické špičky do těla přístroje.

5 Vyhodnocení výsledků

Analýza naměřených výsledků se skládá ze dvou částí. První je slovní hodnocení výsledných parametrů vzhledem k povaze zkoumané nejistoty - zaměřeno zejména na porovnání výsledků zjištěných v rámci konkrétní nejistoty, tedy jak se jednotlivé parametry křivky mění vlivem nejistot měření.

Druhou částí je potom porovnání hodnot naměřených v rámci bakalářské práce s výsledky získanými na stejných probandech od fyzioterapeuta, který s tensiomyografem pracuje běžně ve své praxi, tudíž budou sloužit jako referenční hodnoty pro určení nejistoty při měření. Na základě toho bude potom stanoveno, jestli je vliv nejistot natolik důležitý, aby mohl způsobit chybu v diagnostice.

5.1 Slovní analýza

Pro každý sval byly hodnoceny parametry měřené křivky, které byly popsány v kapitole 2.5 Měření a získané parametry.

Parametr		Význam
Tc [ms]	doba kontrakce	doba potřebná k dosažení maxima kontrakce
Td [ms]	délka prodlevy	prodleva mezi stimulem a počátkem kontrakce
Tr [ms]	poločas relaxace	trvání poklesu Dm na 50 % svého maxima
Dm [mm]	posunutí	radiální posun svalového břicha během kontrakce
Ts [ms]	délka kontrakce	doba trvání svalové kontrakce

Tab. 5.1: Parametry odvozené z tensiomyografické křivky

5.1.1 Změny parametrů vlivem jednotlivých nejistot

Tato podkapitola shrnuje jednotlivá měření tak, aby bylo možné definovat, jakým způsobem nejistoty ovlivňují získané výsledky. Finální metodou popisu chování jednotlivých parametrů byl zvolen konsenzus výsledků obou probandů a všech čtyř svalů - chování, které se ukázalo pro daný parametr a nejistotu jako nejčastější, bylo vybráno jako výsledné. Konsenzus oproti statistickým metodám umožňuje provést analýzu i s menším počtem výsledků. Navíc se hodí pro případy, kdy nejsou dostupné referenční výsledky pro zkoumanou problematiku.[52] Při tvorbě konsenzu byly ignorovány případy, kdy vliv nejistoty nebyl jasně identifikovatelný (což odpovídá symbolu x v tabulce 5.2).

Symbol	Význam
k	konstantní hodnota parametru během měření
x	nelze definovat vliv nejistoty na hodnotu parametru
↑	hodnota parametru se zvyšuje během měření
↓	hodnota parametru se snižuje během měření
↑↓	hodnota parametru byla nejvyšší ve středu svalového břicha

Tab. 5.2: Vysvětlivky k následujícím tabulkám

Nejistota 1: Vzdálenost elektrod

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	↑	x	↑	↓
	biceps femoris	x	↑	x	↑↓	↓
Žena	biceps brachii	k	k	x	↑	↓
	biceps femoris	x	↑	↑	↑↓	↓
Konsenzus		x	↑	↑	↑	↓

Tab. 5.3: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšující se vzdálenosti elektrod

Na základě konsenzu bylo určeno, že se zvětšující se vzdáleností elektrod se zvyšuje hodnota parametrů Td, Tr a Dm. Parametr Ts naopak vykazuje pokles při zvětšující se vzdálenosti elektrod. U parametru Tc nebylo možné o chování jednoznačně rozhodnout.

Nejistota 2: Umístění katody a anody

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↓	↓	↓	↓	↓
	biceps femoris	↑	↑	↓	↓	↑
Žena	biceps brachii	↑	↑	↓	↓	↓
	biceps femoris	↑	↑	↓	↑	↓
Konsenzus		↑	↑	↓	↓	↓

Tab. 5.4: Změna hodnoty parametrů v závislosti na přesunutí katody do distální pozice a anody do proximální pozice

Parametry Tr, Dm a Ts byly vyšší, jestliže byla anoda umístěna distálně a katoda proximálně. Hodnoty Tc a Td byly nižší, než když byla anoda umístěna proximálně a katoda distálně.

Nejistota 3: Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↓	↓	x	↑↓	↑
	biceps femoris	↑	↓	↑↓	↑↓	↑
Žena	biceps brachii	↓	x	↑↓	↑↓	↓
	biceps femoris	↑	x	↑↓	x	x
Konsenzus		x	↓	↑↓	↑↓	↑

Tab. 5.5: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšující se vzdálenosti TMG senzoru od anody a zmenšující se vzdálenosti od katody

Parametry Tr a Dm dosahují nejvyšších hodnot, pokud se měření provádí se senzorem umístěným ve středu svalového břicha. Hodnota Td se zmenšuje s rostoucí vzdáleností od anody a Ts se naopak zvětšuje. U parametru Tc nelze stanovit konsenzuální výsledek, u obou probandů se doba dosažení maxima kontrakce chovala odlišně v závislosti na pozici senzoru mezi anodou a katodou. Musculus biceps brachii se u obou probandů kontrahoval zdánlivě rychleji se senzorem blíže katodě, zatímco v případě musculus biceps femoris tomu bylo opačně.

Nejistota 4: Úhel mezi svalem a TMG senzorem

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	x	↑	↑↓	x
	biceps femoris	↑	↓	x	↑	x
Žena	biceps brachii	↓	x	↑	↓	↑
	biceps femoris	x	↑	x	x	x
Konsenzus		↑	x	↑	x	↑

Tab. 5.6: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu

Parametry Td a Dm nemají jednoznačně definovatelnou závislost na velikosti úhlu, který svírá senzor se svalovým povrchem. Hodnoty zbývajících parametrů vykazují na základně konsenzuálního výsledku nárůst.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	↓	x	↑	x
	biceps femoris	↑	↓	↑	k	x
Žena	biceps brachii	x	↑	x	x	↑
	biceps femoris	↓↑	↓	↑	x	x
Konsenzus		↑	↓	↑	x	↑

Tab. 5.7: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v proximálním směru

V proximálním směru se zvětšení úhlu senzoru projeví vyššími hodnotami u paramterů Tc, Tr a Ts. Jedině nástup kontrakce po stimulaci (Td) je rychlejší. V případě Dm nebylo možné jednoznačně stanovit chování parametru vzhledem ke zkoumané nejistotě.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↓	↓	↑	↑	x
	biceps femoris	↑	↓	↑	↑	↓
Žena	biceps brachii	↓	↓	x	x	k
	biceps femoris	↓	↑	↓	↓	↑
Konsenzus		↓	↓	↑	↑	x

Tab. 5.8: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v distálním směru

V distálním směru nebylo možné stanovit závislost chování parametru Ts na změně sklonu senzoru. Zmenšení hodnot bylo pozorováno pro Tc a Td. Naopak doba relaxace (Tr) se jevila jako delší a rovněž maximální posun svalového břicha se zvětšoval.

V laterálním směru lze na základě konsenzu určit závislost parametrů Tc a Td na měnícím se úhlu senzoru k povrchu svalu, u zbývajících byly jednotlivé změřené hodnoty proměnlivé a závislost se nedala stanovit. Se zvětšením úhlu bylo maxima kontrakce (Tc) dosaženo pomaleji, nicméně sval začal na stimul reagovat rychleji.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	↓	x	↓	x
	biceps femoris	x	k	x	↑	x
Žena	biceps brachii	x	↓	x	x	k
	biceps femoris	↑	↑	x	x	x
Konsenzus		↑	↓	x	x	x

Tab. 5.9: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v laterálním směru

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↓	↓	↑	k	↑
	biceps femoris	↑	↓	x	↑	x
Žena	biceps brachii	↓	↓	x	↓	x
	biceps femoris	↑	↑	↑	↑	↓
Konsenzus		x	↓	↑	↑	x

Tab. 5.10: Změna hodnoty parametrů v závislosti na zvětšujícím se úhlu, jenž svírá TMG senzor s povrchem svalu v mediálním směru

Změna úhlu v mediálním směru má neidentifikovatelný vliv na parametry Tc a Ts. Doba mezi stimulačním impulzem a počátkem kontrakce (Td) byla kratší, avšak dosažení jejího maxima (Tr) trvalo delší dobu, protože i rozsah kontrakce se zvětšoval, jestliže se sklon senzoru přibližoval 90°.

Nejistota 5: Pozice senzoru na svalovém povrchu

V bakalářské práci bylo zkoumáno chování tensiomyografických parametrů při vychýlení senzoru v obou osách měřených svalů, tedy podélně (proximálně-distální směr) i napříč (laterálně-mediální směr) svalových vláken.

Nejprve byl proměřen směr proximálně-distální. U většiny parametrů (Tc, Dm a Ts) bylo pozorováno, že se jejich hodnoty nejprve zvyšovaly, jestliže se senzor vzdaloval od proximálně umístěné katody a přibližoval se ke středu svalového břicha (to bylo barevně označeno po celou dobu měření). V něm byly tyto parametry na svém maximu, při vychýlení senzoru v distálním směru (přibližování se k anodě) se začaly zmenšovat. Pro parametr Td nebyla závislost na změně polohy senzoru na svalu stanovitelná. Doba relaxace (Tr) byla kratší při snímání z distální části svalu.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑↓	↑↓	↑	↓	↑↓
	biceps femoris	↑	↓	↓	↑↓	↑↓
Žena	biceps brachii	↑↓	↓	↑↓	↑↓	↑
	biceps femoris	x	↑↓	↓	↑↓	↓
Konsenzus		↑↓	x	↓	↑↓	↑↓

Tab. 5.11: Změna hodnoty parametrů při vychylování senzoru v proximálně-distálním směru

Při měření na druhé ose svalu se chovaly parametry jinak než v předchozím případě. Parametry Tc a Td se v mediální polovině svalu (v porovnání s hodnotami změřenými v laterální) zvýšily. Samotný rozsah kontrakce byl menší a celková doba trvání stahu svalu trvala kratší dobu. Parametr Tr nebylo možné z výsledků blíže popsat.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	↑	↓	↓	↑
	biceps femoris	↑	↑	↓	↓	↓
Žena	biceps brachii	k	k	↑	↓	↓
	biceps femoris	↑	↑	↑	↓	↓
Konsenzus		↑	↑	x	↓	↓

Tab. 5.12: Změna hodnoty parametrů při vychylování senzoru v laterálně-mediálním směru

Nejistota 6: Úhel ohybu končetiny v kloubu

Při měřeních bylo zjištěno, že v případech, kdy předloktí a nadloktí nebo stehno a bérec svírají tupý úhel (blízký 180°), dosahují parametry Tc, Td a Dm nižších hodnot - stimulovaná kontrakce je rychlejší, ale její maximální rozsah se sníží, jestliže je končetina narovnaná (ve své přirozené poloze). Trvání kontrakce (Ts) bylo delší a hodnotu Tr nebylo možné kvůli její variabilitě definovat blíže.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↑	↑	x	↓	x
	biceps femoris	↓	↓	↑	↑	↑
Žena	biceps brachii	↓	↓	↓	↓	↑
	biceps femoris	↓	↓	x	x	↑
Konsenzus		↓	↓	x	↓	↑

Tab. 5.13: Změna hodnoty parametrů v závislosti na flexi loketního/kolenního kloubu (od 90° ke 180°)

Nejistota 7: Vnější délka senzoru

Hodnoty parametrů Tr a Tc se postupně zmenšovaly, jestliže bylo měření prováděno s tensiomyografem umístěným blíže ke svalovému povrchu (tzn. samotný senzor byl zasunutý do těla tensiomyografu). Naopak rozsah svalové kontrakce byl větší a její celkové trvání delší. Parametr Td byl konstantní a zasunutí senzoru do těla přístroje na něj nemělo vliv.

Proband	Sval	Tc	Td	Tr	Dm	Ts
Muž	biceps brachii	↓	↓	x	↑	↑
	biceps femoris	↓	k	↓	↑	↓
Žena	biceps brachii	↑↓	↑	↑	↑	↑
	biceps femoris	↓	k	↓	↓	↑
Konsenzus		↓	k	↓	↑	↑

Tab. 5.14: Změna hodnoty parametrů v závislosti zasunutí senzoru do těla přístroje na počátku měření

5.2 Porovnání s referencí

Následující tabulky shrnují výsledky naměřené fyzioterapeutem u obou probandů. Tabulka 5.15 obsahuje konkrétní hodnoty pro jednotlivé parametry naměřené fyzioterapeutem, tabulka 5.16 obsahuje referenční hodnoty z databáze výrobce - jedná se o průměrné hodnoty jednotlivých parametrů, které byly naměřeny u pacientů, kteří (stejně jako oba probandi) nevykonávají žádný sport profesionálně ani pravidelně (spadají do skupiny *sedentary*). S těmito hodnotami jsou automaticky porovnávány všechny výsledky a na základě tohoto porovnání je stanoveno, zda je stav svalu daného pacienta podprůměrný, průměrný nebo nadprůměrný. Výsledek srovnání výsledků naměřených fyzioterapeutem a referenčních hodnot pro *sedentary* pacienty je v tabulce 5.17. Software, v němž se měření provádí, je schopen vygenerovat reporty z měření, který obsahuje výsledky měření a jejich porovnání (ukázka reportu je součástí přílohy).

Proband	Sval	Tc [ms]	Td [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Ts [ms]
Muž	biceps brachii	20,73	25,95	106,73	12,26	129,80
Muž	biceps femoris	43,61	28,20	57,18	5,12	116,68
Žena	biceps brachii	22,08	24,64	107,96	7,52	208,79
Žena	biceps femoris	31,91	28,30	59,43	9,97	206,63

Tab. 5.15: Referenční hodnoty od fyzioterapeuta

Proband	Sval	Tc [ms]	Td [ms]	Tr [ms]	Dm [mm]	Ts [ms]
Muž	biceps brachii	28,94	26,37	94,34	11,46	149,82
Muž	biceps femoris	29,69	24,36	71,75	4,63	195,62
Žena	biceps brachii	36,19	30,47	131,57	15,64	177,82
Žena	biceps femoris	38,75	28,73	73,99	4,28	219,61

Tab. 5.16: Referenční hodnoty z databáze výrobce přístroje pro pacienty se stejnou fyzickou aktivitou (jedinci, kteří se nevěnují pravidelně žádnému sportu)

Hodnota od výrobce se může velmi lišit od všech naměřených dat, jelikož do skupiny *sedentary* se řadí všichni, kdo nejsou profesionální sportovci. Lze tedy předpokládat nesrovnalosti v konkrétních případech (např. neprovozují sport, ale pracují fyzicky, tím pádem mohou mít svaly vyvinutější, než by se čekalo u nesportovců. Hodnoty jejich TMG parametrů budou nadprůměrné nebo podprůměrné).

Proband	Kontrakce	M. biceps brachii	M. biceps femoris
Muž	rychlost rozsah	nadprůměrná průměrný	podprůměrná průměrný
Žena	rychlost rozsah	nadprůměrná podprůměrný	nadprůměrná nadprůměrný

Tab. 5.17: Referenční hodnoty od fyzioterapeuta

Analýza krabicových grafů

Všechny naměřené výsledky byly zobrazeny pomocí krabicových grafů (boxplotů), aby bylo možné analyzovat míru a vliv jednotlivých nejistot na výsledky v porovnání s referenční hodnotou měření od fyzioterapeuta. Pro lepší představu možného rozptylu je vložena i referenční hodnota výrobce. Pro každý sval bylo vytvořeno pět grafů obsahujících osm boxplotů, aby bylo jasně viditelné, které nejistoty se na daném parametru promítnou více a které méně.

V textu jsou na ukázkou čtyři boxploty, ostatní je možné si prohlédnout v příloze. Hodnocen byl rozptyl výsledků a shoda s referenčním měřením od fyzioterapeuta. Průměrné výsledky u skupiny lidí spadajících mezi *sedentary* jsou v grafech znázorněny také, avšak nelze pomocí nich určit míru nejistoty, jestliže se nerovnájí výsledku od fyzioterapeuta. Stav svalu je individuální záležitost a tensiomyografické parametry se liší u každého pacienta.

Boxploty byly vytvořeny v prostředí Matlab ONLINE R2020a (příkaz `boxplot(x)` [53]).

Muž - musculus biceps brachii

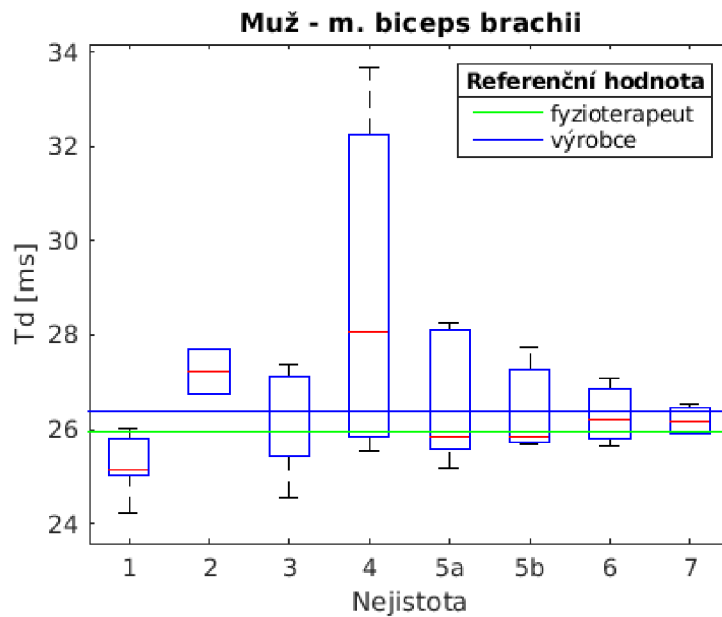
Rychlost kontrakce (T_c) má rozptyl hodnot největší u nejistot 3, 4, 5a a 7. Referenční hodnota od fyzioterapeuta se shoduje s výsledky získanými při měření s nejistotami č. 1, 2, 3, 4, 5a a 7.

Parametr T_d je nejvíce zatížený chybou při měřeních prováděných pod různým úhlem senzoru vůči svalu (4), větší rozptyl lze dále pozorovat i pro případy nejistot 1, 3, 5a, 5b a 6 (v porovnání s 2 a 7, kdy byl minimální). Pro referenční hodnotu je nalezena shoda ve všech datasetech kromě č. 2.

Doba relaxace (T_r) svalu měla nejmenší rozptyl při vychylování senzoru v transversální rovině (5b), při ostatních nejistotách byla variabilita výsledků podstatně větší. Referenční hodnota se však s č. 5b neshodovala, odpovídala výsledku v měřeních 1, 3, 4, 5a a 7.

Maximální posun svalového břicha (D_m) měl minimální rozptyl pouze u měření prováděného s účelem zjistit vliv vychýlení senzoru v transverzální rovině (5b), v ostatních případech byly výsledky na větším rozsahu. Reference měla shodu u nejistot č. 4 a 6.

Parametr T_s má pozorovatelný větší rozptyl hodnot v případech 1, 2, 4, 5a, 6 a 7. Referenční výsledek se shoduje pouze s 2, 5a a 7.



Obr. 5.1: Vliv všech nejistot měření na parametr T_d , muž, m. biceps brachii, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru

Muž - musculus biceps femoris

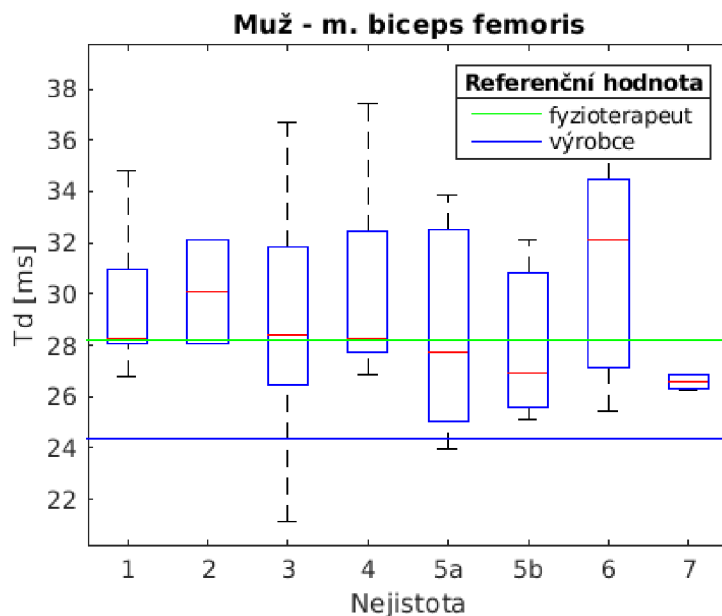
Parametr T_c má nejmenší rozptyl hodnot pro nejistoty 1 a 7. Referenční hodnota zasahuje do rozsahů naměřených výsledků v případech 1, 3, 4, 5a (velmi blízká mediánu), 5b a 6.

Parametr T_d je nejméně variabilní při nejistotě 7, zbytek měření měl rozptyl velký. Referenční hodnota má shodu se všemi ostatními případy.

Doba relaxace (T_r) má největší rozsah hodnot s nejistotou měření č. 4, dále jsou výsledky variabilní i pro datasey 1, 2, 3, 5a, 5b a 6. Referenční hodnota se shoduje s případy 4 a 6 díky jejich velkému rozptylu.

Parametr T_d odpovídal referenční hodnotě pouze u 4. měření. Lze pozorovat výraznější rozptyl pro nejistoty 1, 3, 4, 5a, 5b a 6.

Doba trvání kontrakce (T_s) neodpovídala v žádném z případů referenční hodnotě a rozptyl výsledků byl výrazný u všech nejistot, nejvíce u č. 3.



Obr. 5.2: Vliv všech nejistot měření na parametr T_d , muž, m. biceps femoris, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru

Žena - musculus biceps brachii

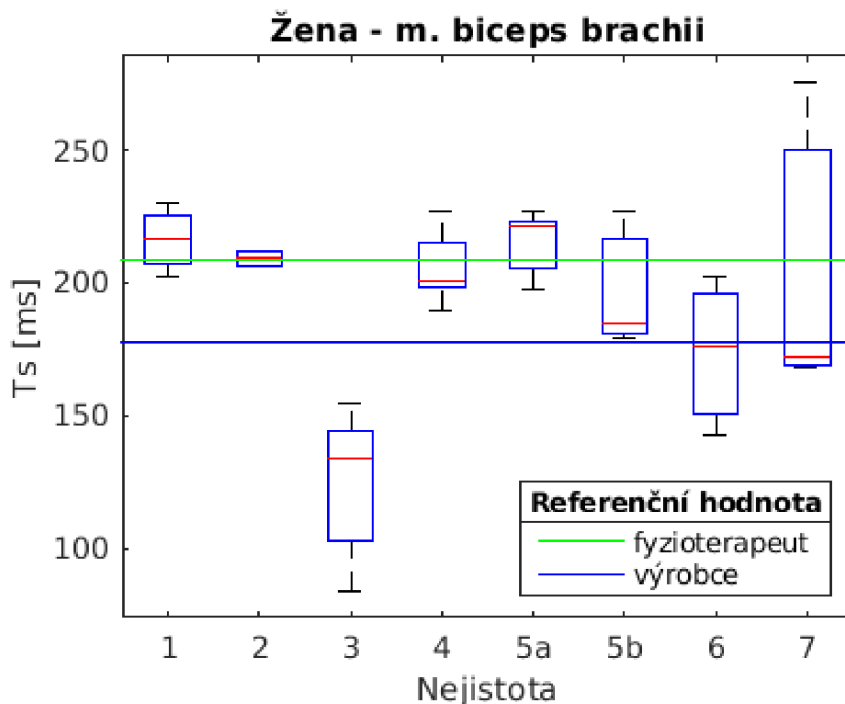
Rychlost kontrakce (T_c) měla velký rozptyl hodnot při nejistotách měření 3, 4, 5a, 6 a 7. Referenční hodnota měla shodu s parametrem pouze při měřeních, kdy se měnilo počáteční zasunutí senzoru do těla přístroje (7).

Délka prodlevy (T_d) mezi impulzem a počátkem kontrakce byla nejvíce ovlivněna v případech odpovídajících nejistotám 2, 3, 4, 5a, 6 a 7, kdy byl rozptyl největší. Reference od fyzioterapeuta se shodovala s případy 6 a 7.

Doba relaxace (T_r) měla větší variabilitu výsledků kvůli nejistotám 1, 3, 4, 5a, 5b, 6 a 7, v některých případech byl rozdíl větší než 50 ms. Referenční hodnota se nejvíce blížila výsledkům získaným při měřeních zohledňujících nejistoty 3, 4, 5a, 5b, 6 a 7.

Parametr Dm vykazoval větší rozptyl vždy (kromě nejistoty č.2). Referenční hodnota měla shodu ve většině případů (kromě 1, 2, 5b).

Parametr Ts je ovlivněn nejistotami 1, 3, 4, 5a, 5b, 6 a 7. Referenční hodnota měla shodu s výsledky z měření prováděného s ohledem na nejistoty 1, 2, 4, 5a, 5b a 7.



Obr. 5.3: Vliv všech nejistot měření na parametr Ts, žena, m. biceps brachii, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svaem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru

Žena - musculus biceps femoris

Parametr Tc vykazoval velký rozptyl výsledků při nejistotách měření 1, 3, 4, 5a, 5b 6 a 7. Referenční hodnota od fyzioterapeuta se shodovala nejlépe s výsledky získanými měřeními zohledňujícími vzdálenost senzoru od jednotlivých elektrod (3), kdy odpovídala mediánu. Další shodu lze pozorovat pro nejistotu 1, 4, 5a, 5b a 7.

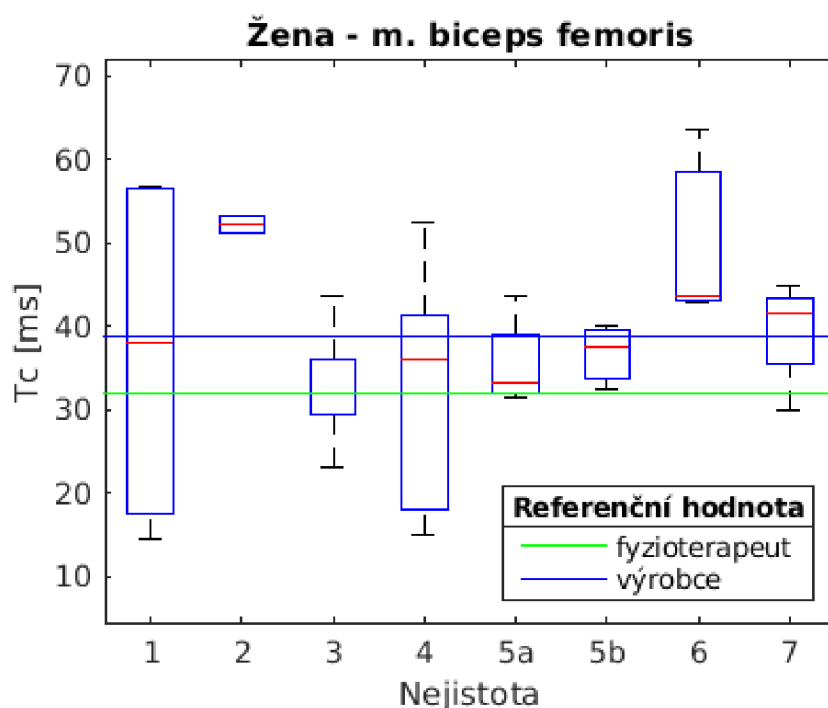
Parametr Td měl větší variabilitu výsledků pro nejistoty měření 3, 4, 5a a 5b. Referenční výsledek byl v souladu s měřeními č. 4, 5b, 6 a 7.

Doba relaxace (Tr) má pozorovatelný velký rozptyl při všech zkoumaných nejistotách. Referenční hodnota se blížila nejvíce výsledkům získaných v 1., 2., 3., 4. a

7. měřeních zkoumajících příslušné nejistoty.

Rozsah kontrakce (D_m) byl variabilnější u 1., 4., 5b. a 7. měření – nejvíce markantní při vychýlení senzoru v transverzální ose svalu (5b). Shoda s referenčním výsledkem od fyzioterapeuta je pouze u tohoto měření.

Doba trvání kontrakce (T_s) je zatížena nejistotou v případech 1, 2, 4, 5a, 5b, 6 a 7, kdy je rozptyl hodnot výrazný. Referenční výsledek se rovná mediánu u 7. datasetu, další shody byly zjištěny ještě u 1, 3, 4, 5b a 6.



Obr. 5.4: Vliv všech nejistot měření na parametr T_c , žena, m. biceps femoris, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody, anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu (longitudinální, transverzální osa), 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru

Vliv nejistot na diagnostiku

Vliv nejistot na všechny parametry na základě analýzy krabicových grafů je shrnut v tabulkách 5.18 a 5.19. Sloupec ANO znamená, že nejistota měla vliv na vypsané parametry.

N	Muž - m. biceps brachii		Muž - m. bicep femoris	
	ANO	NE	ANO	NE
1	Tc, Td, Tr, Dm, Ts		Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
2	Tc, Td, Tr, Ts	Dm	Tc, Td, Tr, Ts	Dm
3	Tc, Td, Tr, Dm	Ts	Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
4	Tc, Tr, Td, Dm, Ts		Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
5a	Tc, Td, Tr, Dm, Ts		Tc, Td, Tr, Ts	Dm
5b	Td	Tc, Tr, Dm, Ts	Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
6	Tc, Td, Tr, Dm, Ts		Tc, Td, Tr, Ts	Dm
7	Tc, Tr, Ts	Td, Dm	Ts	Tc Tr, Dm, Td

Tab. 5.18: Zatížení parametrů nejistotami (část 1)

N	Žena - m. biceps brachii		Žena - m. bicep femoris	
	ANO	NE	ANO	NE
1	Tc, Tr, Dm, Ts	Tc, Td	Tc, Dm, Tr, Ts	Td
2	Td	Tc, Tr, Dm, Ts	Tr, Ts	Tc, Td, Dm
3	Tc, Td, Tr, Dm, Ts		Tc, Td, Tr	Dm, Ts
4	Tc, Tr, Td, Dm	Ts	Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
5a	Tc, Td, Tr, Dm	Ts	Tc, Td, Tr, Ts	Dm
5b	Tr, Dm, Ts	Tc, Td	Tc, Td, Tr, Dm, Ts	
6	Tc, Td, Dm, Ts	Tr	Tc, Tr, Dm, Ts	Td
7	Tc, Td, Tr, Dm, Ts		Tc, Tr, Dm, Ts	Td

Tab. 5.19: Zatížení parametrů nejistotami (část 2): N = Nejistota, 1 = vzdálenost elektrod, 2 = umístění katody a anody, 3 = vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, 4 = úhel mezi svalem a TMG senzorem, 5a+5b = pozice senzoru na svalovém povrchu, 6 = úhel ohybu končetiny v kloubu, 7 = vnější délka senzoru

Nejčastěji využívané parametry při TMG diagnostice kosterního svalstva jsou Dm (maximální posun svalového bříška) a Tc (rychlost kontrakce). Změny jejich hodnot nejvíce ovlivní fyzioterapeutické hodnocení daného svalu, proto bude vliv identifikovaných nejistot hodnocem právě na nich.[35, 47]

Další, diagnosticky méně významné parametry Td, Tr a Ts, jsou shrnuty pouze v tabulkách 5.18 a 5.19. - jejich hodnota vypovídá o únavě a není používána v praxi pro diagnostiku kosterního svalstva [47].

Parametr Dm byl ovlivněn v nejmenším počtu případů (61 %). Nejvíce byl nejistotami zatížen parametr Tr (86 % výsledků vykazovalo velký rozptyl). Tc mělo výsledky ovlivněné v 79 % případech, Td v 71 % a Ts v 81 %.

Svaly u mužského probanda byly nejistotami měření zatíženy více, což je dáno větší variabilitou výsledků. Délka i šířka obou bicepsů byly větší v porovnání se ženou, takže bylo možné provést více měření pro každou nejistotu. Jejich vliv se pak mohl více projevit.

Vzdálenost elektrod

Zvětšující se vzdálenost elektrod ve většině případů způsobovala nárůst hodnoty parametru Dm, u parametru Tc nebyla závislost přesně definovatelná (Tab. 5.3 na str. 56). Porovnáním s referenčními výsledky bylo zjištěno, že tato nejistota může diagnosticky významně ovlivnit parametr Dm, protože bylo díky ní dosaženo výsledků, které neodpovídaly skutečnosti, čímž by se změnila konečná diagnóza fyzioterapeuta - určení svalového napětí.

Změna hodnoty parametru Tc v závislosti na vzdálenosti elektrod z tohoto hlediska významná nebyla, přestože se rychlost kontrakce měnila. Nejednalo se o natolik výrazné změny, aby byl sval zařazen do takové referenční skupiny podle databáze výrobce, že by neodpovídala skupině, kam byl proband zařazen na podle výsledků získaných fyzioterapeutem.

Umístění anody a katody

Při opačném umístění elektrod (tzn. katoda distálně a anoda proximálně) nabýval parametr Tc vyšších hodnot (kontrakce byla pomalejší) a zjištěný rozsah kontrakce (Dm) byl menší (Tab. 5.4 na str. 56). Jednalo se o natolik významné rozdíly, že by mohly způsobit chybné hodnocení stavu svalu (podprůměrné hodnoty Dm svědčí o vyšší tuhosti a napětí svalu). To by mohlo mít negativní následek u pacienta kvůli neodhalení patologického stavu svalstva.

Hodnota parametru Tc při měření s opačným postavením elektrod zůstala v rozsahu odpovídajícímu referenční hodnotě od fyzioterapeuta, takže poměr zastoupení rychlých a pomalých svalových vláken by byl interpretován vždy stejně.

Vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod

Z experimentálních měření nebylo možné určit, jak přesně ovlivňuje vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod parametr Tc, protože výsledky pro jednotlivé svaly byly varabilní a nedosáhly jednoznačného konsenzu (Tab. 5.5 na str. 57). Rozptyl hodnot, který způsobila tato nejistota, byl nepodstatný z hlediska interpretace fyzioterapeutem.

Hodnota parametru Dm se snižovala při přesunutí senzoru ze středu svalového břicha blíže k oběma elektrodám. Změny v posunu svalového břicha byly na tak velkém rozsahu, že neodpovídaly referenčnímu výsledku od terapeuta a při porovnání

se skupinou *sedentary* z databáze výrobce byly některé výsledky pro tento parametr zařazeny do jiné kategorie. Na základě toho by vznikla chyba v diagnostice.

Úhel mezi svalem a TMG senzorem

Snímání kontrakce senzorem pod menším úhlem než 90° způsobilo, že změřený parametr Tc dosahoval nižších hodnot (Tab. 5.6 na str. 57) - kontrakce byla v některých případech podstatně rychlejší, což by mohlo vést k chybným závěrům na základě tensiomyografického vyšetření. Měření je náchylné na nedodržení doporučeného úhlu, takže výsledky mohou být touto nejistotou velmi často ovlivněny.

U parametru Dm docházelo k takovému rozptylu výsledků, že to ve většině případů vedlo k nesprávnému určení stavu svalu. Na základě takového tensiomyografického vyšetření by nebyl sval správně diagnostikován.

Posuzovalo se rovněž chování parametrů, jestliže se úhel měnil ve všech čtyřech směrech svalu (Tab. 5.7, 5.8, 5.9, 5.10 na str. 57-59). Bylo zjištěno, že nejméně často se změna úhlu projeví na obou parametrech v mediálním směru, větší vliv byl pozorován v proximálním směru.

Pozice senzoru na svalovém povrchu

Vychýlení senzoru na longitudinální ose svalu (tzn. proximálně-distální směr) mělo za následek proměnlivost parametru Tc i Dm. Hodnoty obou byly nejvyšší v blízkosti středu svalového břicha (Tab. 5.11 na str. 60). Tato nejistota diagnosticky významně ovlivnila rozsah kontrakce, ale její rychlost nebyla natolik variabilní, aby to způsobilo riziko chybné interpretace fyzioterapeutem.

Přesunování senzoru v transversální ose svalu způsobilo větší odchylky měřených parametrů. Parametru Tc se při snímání dále od středu svalového břicha zvyšovala hodnota (Tab. 5.12 na str. 60), takže k dosažení maxima kontrakce docházelo zdánlivě pomaleji. Nebylo to však natolik významné, aby mohlo dojít k nesprávné diagnostice.

Posun svalového břicha byl při měření mimo jeho střed podstatně menší (Tab. 5.12 na str. 60), takže při porovnání s referenční skupinou *sedentary* byl proband zařazen do jiné kategorie než odpovídalo výsledkům naměřeným odborníkem.

Úhel ohybu končetiny v kloubu

Na základě experimentálního měření bylo zjištěno, že při větší flexi kloubu se hodnoty obou parametrů snižují (Tab. 5.13 na str. 61). Ani pro jeden z nich však nebyly rozdíly natolik velké, aby ovlivnily hodnocení stavu svalu. Porovnání s referenční skupinou *sedentary* a výsledkem od fyzioterapeuta vedlo vždy ke stejným závěrům.

Vnější délka senzoru

Vlastnost externí části senzoru, že se může zasunovat a vysunovat podle míry přitlačení ke svalu, ovlivňuje hodnoty obou parametrů (Tab. 5.14 na str. 61), ale diagnosticky významně pouze Dm. Jeho hodnoty se zvětšily nad průměr skupiny *sedentary*, takže neodpovídaly referenčnímu výsledku od fyzioterapeuta.

Rychlost kontrakce je rychlejší, pokud se délka vnější části senzoru zmenšuje, ale není to natolik velký rozdíl, aby byla potřeba tuto nejistotu zohledňovat při stanovování poměru rychlých a pomalých vláken.

Závěr

Tato bakalářská práce se zaměřuje na popis přístroje pro diagnostiku kosterního svalstva, který se začíná využívat v oblasti sportovní medicíny a fyzioterapie. Mezi jeho hlavní výhody patří, že je neinvazivní, rychlý a spolehlivý. Obsluha je snadná, ale přesto je potřeba dbát na správný protokol měření. Při dodržení předepsaných postupů by měla být spolehlivost vysoká, nicméně existuje řada faktorů, které mohou naměřený výsledek ovlivnit - v této práci jsou definovány jako nejistoty měření. Při reálných měřeních může v důsledku existence těchto nejistot docházet ke zkreslení naměřených hodnot a tím k různým interpretacím výsledku fyzioterapeutem.

Práce se zabývá sedmi identifikovanými nejistotami: vzdálenost elektrod, umístění anody a katody, vzdálenost TMG senzoru od jednotlivých elektrod, úhel mezi svalem a TMG senzorem, pozice senzoru na svalovém povrchu (vychýlení senzoru v longitudinální i transverzální rovině), úhel ohybu končetiny a vnější délka senzoru.

Uvedené nejistoty byly experimentálně prověřeny na dvou svalech (m. biceps brachii a m. biceps femoris) u dvou probandů (muž a žena) s cílem zjistit, jak moc ovlivňují výsledek v porovnání s referenčními hodnotami získanými fyzioterapeutem a referenčními hodnotami výrobce. Tensiomyografie definuje celkem pět parametrů, které popisují stav svalu (svalové napětí a poměr rychlých a pomalých vláken) a jeho únavu. Nejdůležitější z nich jsou Dm (maximální posun svalového břicha) a Tc (rychlost kontrakce) a právě jejich změny jsou podrobně diskutovány z hlediska ovlivnění definovaný nejistotami. Bylo zjištěno, že všechny nejistoty (s výjimkou úhlu ohybu končetiny v kloubu) jsou natolik zásadní pro hodnotu parametru Dm, že vždy ovlivní hodnocení stavu svalu vyšetřujícím. Parametr Tc je významnou chybou zatížen pouze při měřeních s různým úhlem mezi svalem a TMG senzorem. Ostatní nejistoty jeho hodnotu sice mění, ale ne natolik, aby ovlivnily diagnostiku stavu svalu.

Literatura

- [1] GARCÍA-GARCÍA, Oscar, Alba CUBA-DORADO, Tania ÁLVAREZ-YATES, Javier CARBALLO-L-PEZ a Mario IGLESIAS-CAAMAÑO. Clinical utility of tensiomyography for muscle function analysis in athletes. *Open Access Journal of Sports Medicine*. 2019, **10**(1), 49-69. DOI: 10.2147/OAJSM.S161485. ISSN 1179-1543.
- [2] HARRIDGE, S. D. R. a M. J. WHITE. A comparison of voluntary and electrically evoked isokinetic plantar flexor torque in males. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1993, **66**(4), 343-348. DOI: 10.1007/BF00237780. ISSN 0301-5548.
- [3] MORITANI, Toshio a Herbert A. DEVRIES. Reexamination of the relationship between the surface integrated electromyogram (IEMG) and force of isometric contraction. *American Journal of Physical Medicine*. 1978, **57**(6), 263-277. ISSN 0002-9491. AN: 00000460-197812000-00001.
- [4] ADAMS, G. R., M. R. DUVOISIN, G. A. DUDLEY, S. KUNO, Y. KAWAKAMI a S. FUKASHIRO. Magnetic resonance imaging and electromyography as indexes of muscle function. *Journal of Applied Physiology*. 1992, **73**(4), 1578-1583. DOI: 10.1152/jappl.1992.73.4.1578. ISSN 8750-7587. AN: 00000460-197812000-00001.
- [5] FUKUNAGA, T., M. ITO, Y. ICHINOSE, S. KUNO, Y. KAWAKAMI a S. FUKASHIRO. Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *Journal of Applied Physiology*. 1996, **81**(3), 1430-1433. DOI: 10.1152/jappl.1996.81.3.1430. ISSN 8750-7587. AN: 00000460-197812000-00001.
- [6] ALANEN, A. M., B. FALCK, H. KALIMO, M. E. KOMU, V. H. SONNINEN a S. FUKASHIRO. Ultrasound, computed tomography and magnetic resonance imaging in myopathies: correlations with electromyography and histopathology. *Acta Neurologica Scandinavica*. 1994, **89**(5), 336-346. DOI: 10.1111/j.1600-0404.1994.tb02644.x. ISSN 00016314. AN: 00000460-197812000-00001.
- [7] DE PAULA SIMOLA, Rauno Á., Nico HARMS, Christian RAEDER, Michael KELLMANN, Tim MEYER, Mark PFEIFFER a Alexander FERRAUTI. Assessment of Neuromuscular Function After Different Strength Training Protocols Using Tensiomyography. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2015, **29**(5), 1339-1348. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000768. ISSN 1064-8011.

- [8] Tensiomyography: Quantifying muscle function. *TENSIOMYOGRAPHY: TMG-BMC LTD, Advances in Skeletal Muscle Function Assessment* [online]. International Society of Tensiomyography [cit. 2019-10-04]. Dostupné z: <https://www.tensiomyography.net/>
- [9] TOUS-FAJARDO, Julio, Gerard MORAS, Sergio RODRÍGUEZ-JIMÉNEZ, Robert USACH, Daniel Moreno DOUTRES a Nicola A. MAFFIULETTI. Inter-rater reliability of muscle contractile property measurements using non-invasive tensiomyography: A noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, **20**(4), 761-766. DOI: 10.1016/j.jelekin.2010.02.008. ISSN 10506411
- [10] KOREN, Katja, Boštjan ŠIMUNIČ, Enrico REJC, Stefano LAZZER a Rado PIŠOT. Differences between skeletal muscle contractile parameters estimated from transversal tensiomyographic and longitudinal torque twitch response. *Kinesiology*. 2015, **47**(1), 19-26. ISSN 1848-638X. UDC: 577:611.7:796.012:796.012.38. Dostupné z: <https://www.semanticscholar.org/paper/DIFFERENCES-BETWEEN-SKELETAL-MUSCLE-CONTRACTILE-AND-Koren-%C5%A0imuni%C4%8D/98548ad1a8fb5e058fc83867a0e368e8c7d3f1b7>
- [11] MACGREGOR, Lewis J., Angus M. HUNTER, Claudio ORIZIO, Malcolm M. FAIRWEATHER, Massimiliano DITROILO a Miriam QUIROGA. Assessment of Skeletal Muscle Contractile Properties by Radial Displacement: The Case for Tensiomyography. *Sports Medicine*. 2018, **48**(7), 1607-1620. DOI: 10.1007/s40279-018-0912-6. ISSN 0112-1642.
- [12] SCOTT, Wayne, Jennifer STEVENS a Stuart A BINDER—MACLEOD. Human Skeletal Muscle Fiber Type Classifications. *Physical Therapy*. 2001, **81**(11), 1810-1816. DOI: 10.1093/ptj/81.11.1810. ISSN 0031-9023.
- [13] Fyziologie svalstva: Příčně pruhovaná svalovina (kosterní). MOUREK, Jindřich. *Fyziologie: učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2., dopl. vyd. Praha: Grada, 2012, s. 155-157. Sestra (Grada). ISBN 978-80-247-3918-2.
- [14] SMITH, D a Donald A. NEUMANN. Understanding Muscle Contraction. *Sports-Specific Rehabilitation*. Elsevier, 2000, 2000, , 15-38. DOI: 10.1016/B978-044306642-9.50005-8. ISBN 9780443066429.
- [15] ZIERATH, Juleen R a John A HAWLEY. Skeletal Muscle Fiber Type: Influence on Contractile and Metabolic Properties. *PLoS Biology*. 2004, **2**(10). DOI: 10.1371/journal.pbio.0020348. ISSN 1545-7885. Dostupné také z: <https://dx.plos.org/10.1371/journal.pbio.0020348>

- [16] QAISAR, Rizwan, Shylesh BHASKARAN a Holly VAN REMMEN. Muscle fiber type diversification during exercise and regeneration. *Free Radical Biology and Medicine*. 2016, **98**, 56-67. DOI: 10.1016/j.freeradbiomed.2016.03.025. ISSN 08915849.
- [17] FONTANA, Josef, et al. Funkce buněk a lidského těla: 6. Svalová kontrakce. Multimediální skripta LFUK [online].2013[cit.2019-03-11] dostupné z: <http://fb.lt.cz/skripta/iv-pohybova-soustava/6-svalova-kontrakce/>
- [18] MARTÍN-RODRÍGUEZ, Saúl, Irineu LOTURCO, Angus M. HUNTER, David RODRÍGUEZ-RUIZ, Diego MUNGUÍA-IZQUIERDO a J.M. GRACÍAMANSO. Reliability and Measurement Error of Tensiomyography to Assess Mechanical Muscle Function. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2017, **31**(12), 3524-3536. DOI: 10.1519/JSC.0000000000002250. ISSN 1064-8011.
- [19] HERDA, Trent J, Joel T CRAMER, Eric D RYAN, Malachy P MCHUGH a Jeffrey R STOUT. Acute Effects of Static versus Dynamic Stretching on Isometric Peak Torque, Electromyography, and Mechanomyography of the Biceps Femoris Muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research*. 2008, **22**(3), 809-817. DOI: 10.1519/JSC.0b013e31816a82ec. ISSN 1064-8011.
- [20] IBITOYE, Morufu, Nur HAMZAID, Jorge ZUNIGA, Nazirah HASNAN a Ahmad WAHAB. Mechanomyographic Parameter Extraction Methods: An Appraisal for Clinical Applications. *Sensors*. 2014, **14**(12), 22940-22970. DOI: 10.3390/s141222940. ISSN 1424-8220.
- [21] BARRY, Daniel T., Steven R. GEIRINGER, Richard D. BALL, Nazirah HASNAN a Ahmad WAHAB. Acoustic myography: A noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Sensors*. 1985, **8**(3), 189-194. DOI: 10.1002/mus.880080303. ISSN 0148-639X.
- [22] FRANGIONI, J.V., T.S. KWAN-GETT, L.E. DOBRUNZ, T.A. MCMAHON a Ahmad WAHAB. The mechanism of low-frequency sound production in muscle: A noninvasive monitor of motor unit fatigue. *Biophysical Journal*. 1987, **51**(5), 775-783. DOI: 10.1016/S0006-3495(87)83404-5. ISSN 00063495.
- [23] WANG, Xi a Xiaoming TAO. Continuous Monitoring and Modeling Contractility of Skeletal Muscles in Motion: A Review. *Medical Research Archives*. 2018, **6**(6). DOI: 10.18103/mra.v6i6.1797. ISSN 2375-1924.

- [24] ŠIMUNIČ, Boštjan. A new perspectives in muscle physiology (new knowledge and results from TMG studies). *5th International Scientific Conference "Contemporary Kinesiology": Proceedings book*. 1. Split, Croatia: Faculty of Kinesiology, University of Split, 2015, s. 65-67. ISBN 1847-0149.
- [25] RODRÍGUEZ-MATOSO, D., D. RODRÍGUEZ-RUIZ, S. SARMIENTO, D. VAAMONDE, M.E. DA SILVA-GRIGOLETTO a J.M. GRACÍAMANSO. *Reproducibility of muscle response measurements using tensiomyography in a range of positions*. 2010, **3**(3), 81-86. ISSN 1888-7546. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/215653231_Reproducibility_of_muscle_response_measurements_using_tensiomyography_in_a_range_of_positions
- [26] Tensiomyografie TMG. *COMPEK MEDICAL SERVICES, s.r.o.* [online]. COMPEK MEDICAL SERVICES, s.r.o. dodavatel komplexního řešení pro zdravotnictví, 2010 [cit. 2019-10-04]. Dostupné z: <http://www.compek.cz/tensiomyografie-tmg.htm>
- [27] DIAS, Pedro S., Joan S. FORT, Daniel A. MARINHO, Albano SANTOS a Mario C. MARQUES. Tensiomyography in Physical Rehabilitation of High Level Athletes. *The Open Sports Sciences Journal*. 2010, **3**(1), 47-48. DOI: 10.2174/1875399X010030100047. ISSN 1875399X.
- [28] ROSINA, Jozef, Jana VRÁNOVÁ, Hana KOLÁŘOVÁ a Jiří STANEK. *Biofyzika: pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada, 2013, s. 200. ISBN 9788024742373.
- [29] TMG NORTH AMERICA. TENSIOMYOGRAPHY: Increase Athletic Performance, Prevent Injury and Rehab Faster. *Youtube* [online]. 19.11.2014 [cit. 2019-10-07]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=Yq67806dtbU>
- [30] ATIKOVIĆ, A., M. SAMARDŽIJA PAVLETIĆ a M. TABAKOVIĆ. The importance of functional diagnostics in preventing and rehabilitating gymnast injuries with the assistance of the tensiomyography (TMG) method: A case study. *Baltic Journal of Health and Physical Activity*. 2015, **7**(4), 29-36. e-ISSN 2080-9999. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/292158432_The_importance_of_functional_diagnostics_in_preventing_and_rehabilitating_gymnast_injuries_with_the_assistance_of_the_tensiomyography_TMg_method_a_case_study
- [31] RODRÍGUEZ RUIZ, David, Miriam Esther QUIROGA ESCUDERO, Dario RODRÍGUEZ MATOSO, Samuel SARMIENTO MONTESDEOCA, José

- LOSA REYNA, Yves de SAÁ GUERRA, Gloria PERDOMO BAUTISTA a Juan Manuel GARCÍA MANSO. The tensiomyography used for evaluating high level beach volleyball players. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*. 2012, **18**(2), 95-99. DOI: 10.1590/S1517-86922012000200006. ISSN 1517-8692.
- [32] DRAGAN, Milanović, Boštjan ŠIMUNIČ, SPORIŠ a Dragan MILANOVIĆ. Tensiomyography - past and future directions? *7th International Scientific Conference on Kinesiology: Fundamental and Applied Kinesiology — Steps Forward*. Zagreb, Croatia: Faculty of Kinesiology, University of Zagreb, Croatia, 2014, s. 664-667. ISBN 978-953-317-027-5.
- [33] MARTÍN-RODRÍGUEZ, Saúl, Eduard ALENTORN-GELI, Julio TOUS-FAJARDO, Kristian SAMUELSSON, Miguel MARÍN, Pedro ÁLVAREZ-DÍAZ a Ramón CUGAT. Is tensiomyography a useful assessment tool in sports medicine? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2017, **25**(12), 3980-3981. DOI: 10.1007/s00167-017-4600-0. ISSN 0942-2056.
- [34] RUSU, Ligia D, Germina GH COSMA, Sorina M CERNAIANU, Mihnea N MARIN, Petre Florinel A RUSU, Daniel P CIOCĂNESCU a Florin N NEFERU. Tensiomyography method used for neuromuscular assessment of muscle training. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2013, **10**(1). DOI: 10.1186/1743-0003-10-67. ISSN 1743-0003.
- [35] DITROILO, Massimiliano, Iain J. SMITH, Malcolm M. FAIRWEATHER, Angus M. HUNTER, Massimiliano DITROILO a Miriam QUIROGA. Long-term stability of tensiomyography measured under different muscle conditions: The Case for Tensiomyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013, **23**(3), 558-563. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.01.014. ISSN 10506411.
- [36] MAEDA, Noriaki, Yukio URABE, Syogo TSUTSUMI, et al. Symmetry tensiomyographic neuromuscular response after chronic anterior cruciate ligament (ACL) reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2018, **26**(2), 411-417. DOI: 10.1007/s00167-017-4460-7. ISSN 0942-2056.
- [37] ALLEN, D. G., G. D. LAMB, H. WESTERBLAD, Yves DE SAA, Samuel SARMIENTO a Miriam QUIROGA. Skeletal Muscle Fatigue: Cellular Mechanisms. *Physiological Reviews*. 2008, **88**(1), 287-332. DOI: 10.1152/physrev.00015.2007. ISSN 0031-9333.
- [38] GARCÍA-MANSO, Juan Manuel, David RODRÍGUEZ-RUIZ, Dario RODRÍGUEZ-MATOSO, Yves DE SAA, Samuel SARMIENTO a Miriam QUIROGA. Assessment of muscle fatigue after an ultra-endurance

- triathlon using tensiomyography (TMG): A case study. *Journal of Sports Sciences*. 2011, **29**(6), 619-625. DOI: 10.1080/02640414.2010.548822. ISSN 0264-0414.
- [39] UBAGO-GUISADO, Esther, Sergio RODRÍGUEZ-CAÑAMERO, Jorge L-PEZ-FERNÁNDEZ, Enrique COLINO, Javier SÁNCHEZ-SÁNCHEZ a Leonor GALLARDO. Muscle contractile properties on different sport surfaces using tensiomyography: The Case for Tensiomyography. *Journal of Human Sport and Exercise*. 2017, **12**(1), 558-563. DOI: 10.14198/jhse.2017.121.14. ISSN 1988-5202.
- [40] ALVAREZ-DIAZ, Pedro, Eduard ALENTORN-GELI, Silvia RAMON, et al. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players: The Case for Tensiomyography. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2016, **24**(7), 2508-2513. DOI: 10.1007/s00167-014-3319-4. ISSN 0942-2056.
- [41] ALENTORN-GELI, Eduard, Pedro ALVAREZ-DIAZ, Silvia RAMON, et al. Assessment of neuromuscular risk factors for anterior cruciate ligament injury through tensiomyography in male soccer players: The Case for Tensiomyography. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*. 2015, **23**(9), 2508-2513. DOI: 10.1007/s00167-014-3018-1. ISSN 0942-2056.
- [42] LEE, Sam-Jun, Hyun-Seok BANG, Boo-Geun HWANG, et al. Analysis of Contractile Properties in Gastrocnemius, Tibialis Anterior Muscle of Amateur Male Soccer Players Using Tensiomyography: The Case for Tensiomyography. *Korean Journal of Health Promotion*. 2019, **19**(2), 2508-2513. DOI: 10.15384/kjhp.2019.19.2.114. ISSN 2234-2141.
- [43] COOK, C. S. a M. J. N. MCDONAGH. Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 1996, **72**(4), 380-382. DOI: 10.1007/BF00599700. ISSN 0301-5548.
- [44] REID, DUNCAN A. a PETER J. MCNAIR. *Passive Force, Angle, and Stiffness Changes after Stretching of Hamstring Muscles*. 2004, **36**(11), 1944-1948. DOI: 10.1249/01.MSS.0000145462.36207.20. ISSN 0195-9131.
- [45] PRUYN, Elizabeth C., Mark L. WATSFORD, Aron J. MURPHY, Matthew J. PINE, Robert W. SPURRS, Matthew L. CAMERON a Richard J. JOHNSTON. Relationship between leg stiffness and lower body injuries in professional Australian football. *Journal of Sports Sciences*. 2012, **30**(1), 71-78. DOI: 10.1080/02640414.2011.624540. ISSN 0264-0414.

- [46] DITROILO, Massimiliano, Angus M HUNTER, Samuel HASLAM a Giuseppe DE VITO. The effectiveness of two novel techniques in establishing the mechanical and contractile responses of biceps femoris. *Physiological Measurement*. 2011, **32**(8), 1315-1326. DOI: 10.1088/0967-3334/32/8/020. ISSN 0967-3334.
- [47] ŠOLTÉS-MERTO VÁ, Klára, Mgr. - ústní sdělení (asistentka, Oddělení fyzioterapie - Katedra podpory zdraví - Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií, Kamenice 5, Fakulta sportovních studií, pavilon A34) dne 11. prosince 2019.
- [48] ČEPELÍK, Martin, David KACHLÍK a Radovan HUDÁK. Svaly. HUDÁK, Radovan a et al. *Memoria anatomie*. Vyd. 2. Praha: Triton, 2013, 135,153,155. ISBN 978-80-7387-712-5.
- [49] JONES, Ashley, Karen HIND, Mark I. JOHNSON a Peter FRANCIS. A standardised protocol for the assessment of lower limb muscle contractile properties in football players using Tensiomyography. *Advances in Skeletal Muscle Function Assessment*. Wolters Kluwer - Medknow, 2016, **1**(1).
- [50] TMG-BMC LTD. *TMG: Science for Body Evolution* [online]. Lublaň, Slovinsko: TMG-BMC, 2013, 2019 [cit. 2020-03-18]. Dostupné z: <https://www.tmg-bodyevolution.com/>
- [51] KIM, Chan, Jung Hoon CHAI, Bo Kyeong KIM, Chul Hyun KIM, Sang Won BAE, Daniel P CIOCĂNESCU a Florin N NEFERU. A Novel Method for the Assessment of Muscle Injuries. *The Korean Journal of Sports Medicine*. 2015, **33**(2). DOI: 10.5763/kjasm.2015.33.2.59. ISSN 1226-3729.
- [52] JONES, J. a D. HUNTER. Qualitative Research: Consensus methods for medical and health services research. *BMJ*. 1995, **311**(7001), 376-380. DOI: 10.1136/bmj.311.7001.376. ISSN 0959-8138. Dostupné z: <http://www.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bmj.311.7001.376>
- [53] Boxplot. *Mathworks: Documentation* [online]. c1994-2020 [cit. 2020-06-04]. Dostupné z: <https://www.mathworks.com/help/stats/boxplot.html>

Seznam symbolů, veličin a zkratek

TMG	Tensiomyografie
FG	Rychlá vlákna s glykolytickým metabolismem
FOG	Rychlá vlákna s oxidativním metabolismem
SO	Pomalá vlákna s oxidativním metabolismem
MU	Motorická jednotka
S	Pomalé motorické jednotky
F	Rychlé motorické jednotky
FR	Rychlé motorické jednotky odolné vůči únavě
Fint	Rychlé motorické jednotky mírně ovlivňovány únavou
FF	Rychlé motorické jednotky velmi zvislé na únavě
ADP	Adenosindifosfát
ATP	Adenosintrifosfát
MMG	Mechanomyografie
Dm	Maximální posun svalového břicha
Tc	Doba kontrakce
Td	Doba prodlevy
Tr	Doba relaxace
Ts	Doba trvání kontrakce
ACL	Přední zkřížené kosterní vazy

