

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI

FAKULTA PEDAGOGICKÁ

CENTRUM TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Sledování zapojení vybraných svalů dolních
končetin při jízdě na kole s různým nastavením
výšky sedla**

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Jan Ryba

Tělesná výchova a sport, obor Tělesná výchova se zaměřením na vzdělávání

Vedoucí práce: doc. Ladislav Čepička, Ph.D.

Plzeň 2018

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracoval samostatně
s použitím uvedené literatury a zdrojů informací.

V Plzni, 14. dubna 2018

.....
vlastnoruční podpis

Poděkování:

Děkuji Doc. Ladislavu Čepičkovi, Ph.D., vedoucímu práce, za odborné vedení práce, poskytování rad, svého volného času při konzultacích. Fakultě zdravotnických studií a Mgr. Lukáši Rybovi za poskytnuté vybavení a odborné rady

OBSAH

SEZNAM ZKRATEK	2
ÚVOD	3
1 PRVNÍ KAPITOLA	CHYBA! ZÁLOŽKA NENÍ DEFINOVÁNA.
1.1 NASTAVENÍ POSEDU	4
1.1.1 Tradiční - základní metody	4
1.1.2 Pozorovací metoda	5
1.1.3 Generická metoda nastavení posedu neboli výpočtem	5
1.1.4 Individuální metody nastavení pozice na kole	5
1.1.5 Měření aerodynamického odporu.....	8
1.2 ŠLAPÁNÍ	9
1.3 NEUROMUSKULÁRNÍ ŘÍZENÍ MOTORIKY.....	11
1.4 FYZIOLOGIE SVALU A ELEKTRICKÝ POTENCIÁL.....	12
1.5 HIERARCHIE ŘÍZENÍ POHYBU.....	12
1.5.1 Svaly dolní končetiny podílející se na šlapání.....	13
1.5.2 Svalové řetězení na dolní končetině.....	13
1.6 EMG.....	14
1.6.1 Přenos snímaného signálu.....	14
1.6.2 Snímaný signál.....	14
1.6.3 Zpracování signálu.....	15
1.6.4 Vyšetřované hodnoty EMG.....	16
2 DRUHÁ KAPITOLA.....	18
2.1 CÍL A ÚKOLY PRÁCE.....	18
2.2 HYPOTÉZY	19
2.2.1 Hypotéza 1.....	19
2.2.2 Hypotéza 2.....	19
2.2.3 Hypotéza 3.....	19
2.3 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU.....	20
2.4 METODOLOGIE.....	21
2.5 ZPRACOVÁNÍ DAT.....	24
2.6 VÝSLEDKY	25
2.6.1 Hypotéza 1.....	25
2.6.2 Hypotéza 2.....	26
2.6.3 Hypotéza 3.....	27
2.7 DISKUZE.....	28
ZÁVĚR.....	34
RESUMÉ	35
RESUMÉ	36
SEZNAM LITERATURY	37
SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ A DIAGRAMŮ	40
PŘÍLOHY	I

SEZNAM ZKRATEK

EMG	elektromyografie
m.	musculus
BG	body geometry fit
DK	dolní končetina
CNS	centrální nervová soustava
DFU	dynamic fit unit
TDC	horní úvrat klinky
BF	biceps femoris
GMax	gluten maximus
VL	vastusus lateralis
VM	vastus medialis
RF	rectus femoris
SM	semitendinosus
GL	gastrocnemius lateralis
GM	gastrocnemius medialis
TA	tibialis anterior
SOL	soleus
fem.	femoris
V	Volt
mV	milivolt
ARV	average rectified value
RMS	root mean square
COM	center of mass
et al.	a kolektiv
Hz	Hertz
W	watt
cm	centimetr
Zaokr.	zaokrouhleno

Úvod

Jízda na kole patří k běžným způsobům dopravy po celém světě. Jedním z nejčastějších problémů při jízdě na kole je nepohodlí. Nepohodlí nevzniká pouze při delším sezení ve stejné poloze ale i při krátkých výletech. K netraumatickým poraněním může vést dlouhodobé nastavení polohy sedla. Pro snížení nepohodlí je důležité nastavit vhodnou polohu výšky sedla. Na druhou stranu může docházet i k traumatickým poraněním. Těmto poraněním můžeme předcházet, když správně spolupracují synergisté svaly. Tuto spolupráci můžeme pozorovat pomocí povrchové EMG, kde sledujeme aktivitu jednotlivých svalů. Aktivitu zobrazuje bioelektrický signál svalu, který sval vytváří.

Metod nastavení sedla je více, avšak většina z nich se zakládá na nastavení sedla podle úhlů, které jsou svírány v jednotlivých kloubech. Jediné metody, které tento způsob nevyužívají, jsou tradiční, pozorovací a generické metody.

Bakalářská práce je rozdělena na teoretickou a praktickou část. Teoretická část stručně popisuje nastavení posedu spolu s metodami tohoto nastavení. Dále v ní najdeme techniku šlapání spolu s výčtem svalů dolní končetiny, které se podílejí na šlapacím pohybu. Pro pochopení principu EMG je věnována pozornost také neuromuskulárnímu řízení motoriky, svalovému řetězení a elektromyografii obecně. V praktické části se věnujeme sledování vybraných svalů dolní končetiny při jízdě na kole s různým nastavením výšky sedla. Sledování je uskutečněno pomocí povrchové elektromyografie. Záznam je pak analyzován a jeho výsledky použity k porovnání a následné formulaci doporučení výšky sedla.

Hlavním cílem této bakalářské práce bylo tedy na základě sledování a analýzy formulovat doporučenou výšku sedla na jízdním kole. Dílčími úkoly bylo vytvořit metodologii měření, následně měření provést, analyzovat výsledky a odpovědět na hypotézy, ve kterých jsme předpokládali určitý vývoj svalové aktivity se změnou výšky.

1 CYKLISTIKA

1.1 NASTAVENÍ POSEDU

Pro snížení nepohodlí během dlouhodobé i krátkodobé jízdy na kole a následný možný vznik netraumatických poranění je důležité nastavit vhodnou výšku sedla. Změna polohy sedla je pozitivní v případě, že má za následek zvýšení pohodlí. Změna polohy těla může ovlivnit aktivaci svalů a šlapání. Zvýšení výšky sedla může vést ke zvýšené aktivitě povrchové elektromagneticky (sEMG) u gluteus medius, ham-strings a gastrocnemius medialis. Bylo navrženo, že při změně výšky sedla by měla být práce mezi kyčelním kloubem, kolenním kloubem a kotníkem vyrovnána tak, aby vedla k podobným silám působícím na pedál (Verna a kol., 2015).

Němec a Falge (2013) rozlišují pět základních metod nastavení posedu, které se stále používají:

1. Tradiční metoda nastavení posedu na kole.
2. Pozorovací metoda nastavení posedu na kole.
3. Generická metoda nastavení posedu na kole (výpočtem).
4. Individuální metody nastavení pozice na kole. Individuální metody statické (např. Cyclefit), dynamické metody (např. Body Geometry Fit, Retül, Guru Fit Bike).
5. Měření aerodynamického odporu.

Tyto metody na následujících stranách popíší.

1.1.1 TRADIČNÍ - ZÁKLADNÍ METODY

Tradiční nastavení vychází ze zkoušky nastavení správného posedu pro amatérské cyklisty a provádí se tak, že si cyklista sedne na kolo a v jízdní pozici na místě dá paty na pedály. Sedlo je správně vysoko tehdy, když je noha na pedálu v dolním úvrati volně napnuta. Za jízdy je však noha v dolní úvrati mírně pokrčena (Šafránek, 2000). Martínek (2000) ve své knize zmiňuje stejnou metodu s tím, že pokud natáhneme špičku, můžeme se podle typu kola (podle výšky středu pedálů) dotknout i země. Dále zmiňuje, že sedlo musí být umístěno pokud možno tak, aby lýtko ve středu šlapání směřovalo kolmo k zemi. Střed šlapání nastává v okamžiku, kdy jsou kliky rovnoběžně se zemí. Landovo (2005) doplnění

této metody říká, že při šlapání ve směru dozadu by nemělo docházet k „přenášení“ boků ze strany na stranu.

Druhá z metod, která není příliš používána, je nastavení výšky sedla „dle délky horní končetiny“. Měří se vzdálenost sedla od osy šlapacího středu podle délky ruky. Sedlo se vloží do podpaží, v ideálním případě by pak prsty měly končit na úrovni osy středu.

1.1.2 POZOROVACÍ METODA

Jedná se o metodu vycházející z tradiční metody, k níž se přidává osobní zkušenost cyklistických nebo triatlonových trenérů. Nejdříve se nastaví posed tradiční metodou dle Landy (2005) a další úpravy jsou prováděny na základě expertního posudku, který se zaměřuje zejména na techniku šlapání cyklisty za jízdy.

1.1.3 GENERICKÁ METODA NASTAVENÍ POSEDU NEBOLI VÝPOČTEM

První metodu popisuje Landa (2005) a vypadá následovně – v tretrách se postavíme ke stěně a změříme vzdálenost mezi podlahou a rozkrokem. Získaný údaj vynásobíme číslem 1,09. Hodnota, kterou získáme, odpovídá vzdálenosti mezi sedlem a osou pedálu (klika je rovnoběžně se sedlovou trubkou). Musíme brát v úvahu, že výsledné hodnoty jsou pouze orientační, milimetry je třeba doladit během tréninku.

Druhá metoda se liší násobením jinou konstantou a rozdílným výsledným měřením. Vstupním údajem je výška rozkroku. Výška sedla je pak stanovena násobkem konstanty 0,883 a výškou rozkroku, například: $0,883 \times 72,4 = 63,9$ cm. Získanou hodnotu přeneseme na kolo od středu středového složení po vrchol sedla podél sedlové trubky. Předozadní pozice sedla vychází z hodnoty výšky sedla a měla by být v rozmezí od 3 cm do 10 cm. Jedná se o vertikální vzdálenost špičky sedla od středu středového složení.

1.1.4 INDIVIDUÁLNÍ METODY NASTAVENÍ POZICE NA KOLE

Individuální metody nastavení pozice na kole vycházejí z biomechanických a funkčních předpokladů cyklisty. Zároveň plně respektují specifické požadavky dané cyklistickou

disciplínou, jízdním stylem a výkonností cyklisty. Individuální metody nastavení posedu dle používané technologie lze rozdělit takto:

Statická metoda nastavení pozice na kole. Při této metodě probíhá měření biometrických údajů ve statické poloze cyklisty, většinou pomocí metru, goniometru a olovnice (např. Holmesova metoda). Holmesova metoda se podobá moderní metodě Body Guru Fit (Specialized), definuje ideální výšku posedu podle úhlu, který svírá stehenní a holenní kost, je-li klika ve 24. spodní úvrati (klika směrem vzhůru), přičemž ideál je 25-30° (Hájíček, 2012). Výška posedu samozřejmě souvisí s nastavením sedla. Nastavení posedu podle požadovaného úhlu můžeme provádět i jiným způsobem, například podle úhlu, který svírá trup s rovinou (například se zemí).

Dynamická metoda nastavení pozice na kole. Při těchto metodách probíhá měření dynamicky (za pohybu) pod specifickým zatížením (Watty). Využívá 2D a 3D technologie záznamu pro vyhodnocení biometrických údajů a tělesných disbalancí (Body Geometry Fit, Retül, Guru Fit Bike).

Tyto metody se nezaměřují pouze na nastavení výšky sedla, ale specializují se na nastavení kompletního posedu i s nastavením trupu. V těchto metodách se tedy pracuje se všemi proměnnými jako je výška sedla, předozadní pozice sedla, délka představce, šířka řídítek a nastavení pevných pedálů. Pro práci s těmito proměnnými jsou vytvořeny různé systémy pracující s různými programy. Většina z nich používá nastavení posedu na základě měření úhlů v kloubech.

Retül Fit

Retül Fit je komplexní metoda nastavení posedu, která používá 3D technologii, která je používána pro natáčení filmů nebo vytváření počítačové grafiky her. Tato technologie tedy umožňuje zaznamenat přesně pohyby ve 3D. Měření probíhá ve čtyřech krocích. První krok je počáteční fyziologické měření pro zohlednění nastavovacích technik a pro případné limitace způsobené předchozím zraněním. Doporučuje se před prvním krokem navštívit fyzioterapeutickou prohlídku pro objevení limitací, jako je například skolióza. V tomto kroku se například měří rozsahy kloubů pomocí úhlů, které svírají. Dále se měří měrkou vzdálenost mezi sedacími kostmi pro zvolení správné šířky sedla. Všechny údaje se vloží do programu Retül. Druhým krokem je připevnění osmi LED senzorů, které mají přesně

určené místo. Jejich prostřednictvím získáme trojrozměrné údaje o průběhu šlapání snímané v reálném čase optickým scannerem Vantage Motion Capture. Poskytuje tedy možnost dynamického nastavení. Ve třetím kroku je potřeba přenést nashromážděné informace do systému Retül, který je vyhodnotí. Odborný konzultant (fitter) snadno odhalí nežádoucí odchylky jako například špatnou dráhu pohybu kolena nebo vyosení chodidla vůči pedálu. Poté na základě dat posouvá s proměnnými, jako je například předozadní pozice, délka představce, šířka řídítek, nastavení pedálu a další. V závěrečném kroku se všechna data v systému uloží tak, aby bylo kdykoliv možné tato data přenést na jiné kolo s rozdílnou geometrií.



Obrázek č. 1. Retül nastavení

Body Geometry Fit (dále BG Fit)

BG Fit je jedna z nejuznávanějších metod pro nastavení kola a doplňků na míru jedinci vynalezena Pruittem. Kompletní měření a nastavení BG Fit zabere 3 – 4 hodiny. Pomocí

této metodiky se dá zjistit optimální poloha na kole (pohodlí, správná aerodynamická poloha, zapracování individuálních anomálií jedince), efektivní přenos síly do pedálu, čímž se zamezí poškození pohybového aparátu. Metodika tohoto způsobu nastavení se podobá předchozímu Retül nastavení a je prováděna v pěti krocích. Prvním a druhým krokem je Interview a anamnéza, které se shodují s prvním krokem Retül. Třetím je nastavení v pohledu ze strany. Při samotném nastavení na kole je cílem stanovit optimální pozici z bočního pohledu, tedy výšku a předozadní pozici sedla, délku a úhel představce a nastavení zámeků na tretrách. Fitter čerpá z informací a nasbíraných dat při úvodním testu hybnosti a kompletní flexibility těla. Za čtvrté probíhá nastavení v pohledu zepředu. Následná analýza čelního pohledu napomáhá optimalizovat biomechaniku a kinetiku chodu pedálu tak, aby kyčel, koleno a kotník pracovaly v optimální linii, která nebude poškozovat klouby a svaly a bude efektivně a pohodlně přenášet sílu do pedálu. V poslední fázi je k dispozici možnost kontrolní návštěvy. Součástí procesu je i případná následná kontrola po týdnu či více v rámci zjištění efektivity absolvovaného procesu a zodpovězení případných dotazů ohledně adaptace na novou pozici, případně drobné korekce (Alltraining, 2007 – 2017). Tato metoda je velmi podobná Retül nastavení, avšak liší se v jednotlivých programech pro nastavení, dochází k rozdílným výsledkům při stejné metodice.

Metoda Guru Fit

Metoda guru fitink je nejpokročilejší metoda pro nastavení posedu, k čemuž využívá DFU (Dynamic Fit Unit) nastavovací stoličky, která dovoluje měnit parametry nastavení pod zátěží v přesných krocích díky pěti servomonitorům. Jezdec pocítí i drobné změny a může zde okamžitě porovnávat dynamiku rozdílných pozic. Navíc je možné pracovat se sklonem a simulovat jízdu do kopce i z kopce, výsledkem je komplexní nastavení pro efektivní sportování (Triexpert, 2017).

1.1.5 MĚŘENÍ AERODYNAMICKÉHO ODPORU

Ti nejlepší cyklisté mají v současnosti možnost využít nízkorychlostních aerodynamických tunelů ke změření aerodynamického odporu, který je dán kombinací těla a kola. Testování slouží k eventuálním úpravám pozice cyklisty a cyklistického materiálu v rámci

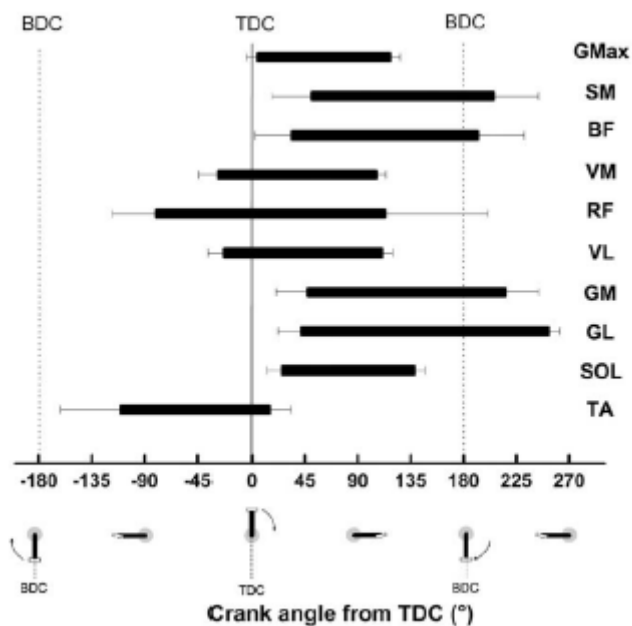
doporučených normativních hodnot a pravidel vedoucích ke snížení aerodynamického odporu cyklisty a jeho kola. V budoucnosti lze očekávat další posun v oblasti technologie 3D záznamu – paralelní záznam obou stran cyklisty poskytne fitterovi více komplexní data. Celý proces tak bude přesnější a rychlejší. Další prostor pro inovaci by mohl zaujmout samotný software, který v současnosti poskytuje pouze aktuální data. Lze tedy očekávat, že ovládací software by mohl disponovat „umělou inteligencí“, která automaticky doporučí úpravy posedu na základě získaných dat (Němec a Falge, 2013).

1.2 ŠLAPÁNÍ

Je třeba zde uvést správnou techniku šlapání, abychom pochopili souvislost s nastavením výšky sedla. **Jelikož správná technika šlapání předpokládá takzvanou „souhru kloubů“, kdy se jednotlivé klouby, respektive svaly, které umožňují pohyb, zapojují do akce v přesném časovém cyklu (Martínek, 2000).**

Při šlapání je velmi důležité šlapat stále pod určitým úhlem po obvodu převodníku (ozubeného talíře) a ne šlapat shora dolů. Pokud síla působí po delší dráze za jednotku času, dochází k většímu výkonu (Martínek, 2000). Kliky svírají mezi sebou vždy tupý úhel a to snižuje délku trvání mrtvého bodu. Střídání silového působení levé a pravé nohy na pedály je ekonomičtější (Martínek, 2000). Pohyb probíhá pouze v kolenou a kyčlích. Tahání přes nárt je špatné (Landa, 2005). Šlapání je provázeno uvolněným pohybem nohou ve všech kloubech. Paty chodidel se neustále pohybují více či méně nad úrovní jejich špiček (Šafránek, 2000). Použitím síly během celého pedálového pohybu dosáhnete nejefektivnějšího konzistentního výkonu (Sovidal 2009). Chris Sidwells (2003), píše, že šlapání je nejefektivnější, když se jemně mění úhel mezi chodidlem a holení. Dále píše, že při efektivním šlapání je zapojeno více svalů nohy.

Obrázek č. 2. Kruh zapojení svalů podle úhlu kliky



Zdroj: Hug a Dorel, 2009

Základními svaly zapojovanými při šlapání jsou Gluteus maximus (GMax), Rectus femoris (RF), Vastus lateralis (VL), Vastus medialis (VM), Semimembranosus (SM), Semitendinosus (ST), Biceps femoris (BF, dlouhá hlava), Gastrocnemius lateralis (GL) a Gastrocnemius medialis (GM), Tibialis anterior (TA) a Soleus (SOL). Na obrázku číslo 2 je možno vidět, v jakém úhlu kliky se zapojuje který sval.

Se správnou technikou šlapání souvisí nejvíce druh pedálu. V současné době je trend takový, aby noha byla pokud možno upevněna k pedálu, ale aby bylo možné ji kdykoliv bezprostředně a bezproblémově uvolnit (při pádu nebo zastavení). Dřívější klipsny jsou nahrazovány pevným nášlapným upevněním. Nášlapné pedály jsou bezpečnější než klipsny, neboť z klipsen není možno tak rychle vytáhnout nohu. Pevné upevnění má řadu výhod. Zejména ekonomika jízdy je podstatně vyšší. Měli bychom ujet větší vzdálenost s menší únavou. Chodidlo by mělo být umístěno tak, abychom šlapali bříšky pod prsty. Palec by měl o jeden centimetr přesahovat pedál. Nemělo by se nikdy šlapat středem chodidla, vyřazuje se tím činnost lýtky. (Martínek, 2000, Soulek, 2000) Chris Sidwells (2003) říká, že by nejširší část chodidla měla ležet na ose pedálu, toho se dosáhne upravením chodidla na pevném pedálu.

1.3 NEUROMUSKULÁRNÍ ŘÍZENÍ MOTORIKY

U člověka rozlišujeme tři základní funkční složky v činnostech nervové soustavy. Jsou jimi příjem informace, zpracování informací a realizace programů v podobě konkrétních pohybových odpovědí (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

Příjem a zpracování informací je zajišťován analyzátory, které přijímají, zpracovávají a předávají prostřednictvím organismu informace do nejvyšších úrovní řízení pohybu. Analyzátory jsou složeny z receptorů, z aferentních nervových drah a ze senzoryckých polí v mozkové kůře. K řízení motoriky jsou nejdůležitějšími analyzátory pohybové receptory, které se nachází ve svalecth, šlachách a kloubech. Jsou velmi diferenciované, což pomáhá k citlivému vnímání průběhu pohybu. Pohybový analyzátor je propojen s ostatními analyzátory, a proto zaujímá vedoucí roli v řízení a regulaci pohybů. Dalšími důležitými analyzátory jsou kožní, polohový, zrakový a sluchový. Pro náročnější pohybové činnosti jsou důležité visceroreceptory, které předávají informace o vnitřních orgánech a jsou úzce propojeny s ostatními pohybovými informacemi (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

Komplexně zpracované informace jsou předány aferentními drahami přes všechny úrovně řízení pohybu až do kůry mozkové (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

Zpracování informace se odehrává v několika úrovních nervové soustavy, a to míšní, podkorové a korové, přičemž hlavní a rozhodující roli má mozková kůra. Nejdůležitějšími oblastmi mozkové kůry jsou motorická a senzorycká. Senzorycká je centrem analyzátorů a v motorické oblasti se tvoří impulzy k tvorbě odpovědi na podněty z motorické oblasti. Avšak nejvyšší je úroveň psychomotorická (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

Realizace pohybového programu probíhá v efektorní (výkonové) sféře. Vybrané programy pro řešení dané pohybové činnosti jsou vedeny dvěma směry. První směr vede odstředivými drahami přes bazální ganglia, která realizují přeprogramované pomalé pohyby, charakterizované jako posturální předpoklady budoucí pohybové činnosti. Druhý vede eferentními drahami přes mozeček, kde se řídí složitější, koordinačně náročná a rychlá pohyby. Oba směry tvoří jeden funkční celek, který se navzájem doplňuje (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

Vlastní řízení pohybů je prováděno eferentními drahami z předních rohů míšních. Pohyb je realizován pomocí motorických jednotek kosterních svalů, jejichž základním projevem je kontrakce a relaxace (Choutka, Brklová, Votík, 1999).

1.4 FYZIOLOGIE SVALU A ELEKTRICKÝ POTENCIÁL

Tato práce pojednává o zapojení svalů při jízdě na kole, tedy o kontrakci a relaxaci svalu, k tomu je nutné znát fyziologii těchto procesů. Funkcí kosterního svalstva je pohyb, který je uskutečňován kontraktilními buňkami. Kontrakce kontraktilních buněk je vykonávána díky změně napětí na povrchových membránách a následujícím posunem bílkovinných vláken uvnitř buňky. Následné ochabnutí svalu se nazývá relaxace (Trojan et al, 1996).

Nervovým systémem jsou řízena vlákna kosterního, příčně pruhovaného svalu, kdy axony míšních motoneuronů utvoří společně se sarkolemou nervosvalovou ploténku. Na nervosvalové ploténce se uvolňuje acetylcholin, který je neurotransmiterem, díky němuž je přenesen signál pro vytvoření akčního potenciálu. Nikotinovými receptory, které řídí kanály pro přenos sodíku, vzniká ploténkový potenciál. Elektrické projevy aktivace jednotlivých buněk svalu se postupně sčítají a je možné je zaznamenat jako změny potenciálového pole svalu. Na tomto principu funguje a je využíváno EMG (Trojan et al., 1996).

Elektrickým potenciálem rozumíme potenciál na membráně každého svalového vlákna, který je vytvořen rozdílnou polarizací na stranách buňky. Klidový potenciál je dán nerovnováhou iontů sodíku, vápníku na buněčné membráně. Tento klidový potenciál se po stimulaci mění na potenciál akční, který se poté šíří po svalovém vláknu a vyvolává kontrakci. Akční potenciál vzniká díky změnám v propustnosti membrány pro ionty sodíku, draslíku a někdy vápníku. Klidový potenciál příčně pruhovaného svalu se pohybuje kolem hodnoty -80 až -90mV dle autora a akční potenciál dosahuje hodnot +20 až +30mV – výsledná hodnota akčního potenciálu na příčně pruhovaném svalu se tedy pohybuje kolem 120mV. Akční potenciál vzniká depolarizací a repolarizací membrán vlivem impulzu z CNS (Rokyta, 2000). Pomocí elektrod jehlových je možno sledovat činnost i jen několika svalových vláken, což je výhodné pro přesnější vyšetření (Rokyta, 2000).

1.5 HIERARCHIE ŘÍZENÍ POHYBU

Dle Věleho (2006) vývoj homo sapiens sapiens vedl k potřebě rozlišení motoriky, která požadovala vyvinutí složitějších řídicích úrovní. Takto vyvinuté úrovně můžeme dělit na

autonomní úroveň, která řídí základní funkce, na spinální úroveň pro základní ovládání svalů jako zdroje síly. Dále dělíme na úroveň subkortikální, která slouží k ovládání posturální a lokomoční motoriky a na úroveň kortikální, která slouží k účelnému chtěnému pohybu prováděnému svalovou činností.

1.5.1 SVALY DOLNÍ KONČETINY PODÍLEJÍCÍ SE NA ŠLAPÁNÍ

Jak bylo uvedeno v kapitole o šlapání, svaly, které se na šlapání podílejí nejvíce, jsou Gluteus maximus, Rectus femoris, Vastus lateralis, Vastus medialis, Semimembranosus, Semitendinosus, Biceps femoris, Gastrocnemius lateralis a Gastrocnemius medialis, Tibialis anterior a Soleus.

Podrobněji se zaměříme na dva svaly ze skupiny flexorů kolenního kloubu a to na m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Svalový řetězec se tvoří v uceleném pohybu. Svalové řetězce jsou podmíněny koordinovanou činností, kdy se v nervové síti zapojují motorické neurony, které zapojují svaly v přesně daném pořadí a dohromady a vzájemně inhibují antagonistické skupiny svalů v takovém poměru, aby došlo ke svalové synergii (Kovařík a Langer, 1994). Tato svalová synergie je řízena na subkortikální úrovni. Řízení na subkortikální úrovni ovládá posturální a lokomoční motoriku (Véle, 2006).

1.5.2 SVALOVÉ ŘETĚZENÍ NA DOLNÍ KONČETINĚ

Podle Véleho (2006) se při stožení dotýká noha s podložkou ve tříbodové opoře, kdy popisujeme rozložení zatížení mezi tři body – patu, pátý metatarz a první metatarz. Avšak při jízdě na kole využíváme pouze dva body a to pátý a první metatarz. Femur společně s tibií tvoří páku, proti které je talus. Fyziologická rotace femuru při stožení (neutrální pozice) se poté přenáší na nohy a naopak postavení nohy se přenáší na pánev skrze svaly lýtka. Pokud je femur ve vnitřní rotaci, tak patella směřuje k palci a takto rotovaný femur přenáší svou rotaci na nohy skrze bérce. Nohy poté stáčí do pronace. V opačném případě, kdy by byl femur rotován zevně, směřuje patella fibulárním směrem a noha má tendenci k supinaci a varóznímu postavení. Podle této teorie tedy i pokládáme nohu na pedál. Popřípadě nastavujeme pevného pedálu.

1.6 EMG

Elektromyografie (EMG) je experimentální vyšetřovací metoda na elektrofyzilogickém principu, která umožňuje sledovat aktivitu kosterního svalstva a jeho nervové řízení snímáním bioelektrických signálů (Krobot, 2011). Principem je sledování elektrických projevů svalové tkáně elektrodami. EMG můžeme rozdělit na **povrchové**, které se snímá povrchovými elektrodami, nebo **detekční** EMG, kde jsou elektrody umístěny do svalu, nejčastěji jehlami. Elektrody povrchové snímají elektrický potenciál a umožňují sledování většího počtu svalových vláken pod nimi a poskytují tak celkovou informaci o činnosti svalu, nebo jen určité části (Kolář, 2009).

Povrchovými elektrodami se měří hodnoty v oblasti biomechaniky, ale využívá se i u vyšetření vedení motorického nervu (Kadaňka, 1994).

Jehlové elektrody se zřídka využívají ke snímání motorického potenciálu, jen u atrofovaných svalů nebo v případě, kdy při použití povrchové elektrody nelze vyvarovat stimulace axonů okolních svalů (Kadaňka, 1994).

U biomechanického rozboru se více využívají povrchové elektrody kvůli nižšímu zatížení svalu a měkkých tkání. Povrchová elektroda je svým signálem schopna lépe popsat funkci svalu celkově oproti elektrodě jehlové (Kolář, 2009).

1.6.1 PŘENOS SNÍMANÉHO SIGNÁLU

Povrchové elektrody se přenášejí telemetrickým přenosem signálu přes Wi-Fi, Blue-tooth nebo kabelem. Se zvětšující se dostupností nových technologií se již více využívá přenos telemetrický, kde nejsme limitováni kabelem (Krobot, 2011). Elektromyografy bývají vybaveny více kanály, takže je možno snímat více svalů najednou (Kolář, 2009).

1.6.2 SNÍMANÝ SIGNÁL

Snímaný signál je vždy ovlivněn mnoha faktory, které upraveně dle De Luca (1985) popisuje Krobot (2011). Faktory rozděluje na vnitřní a vnější (Krobot, 2011).

Faktory vnitřní jsou neovlivnitelné a vycházejí z fyziologických, anatomických a biomechanických vlastností svalu a kontrakce. Řadíme mezi ně svalovou aktivitu pozorovaného svalu, kde ovlivňují kvalitu měření vlastnosti aktivních motorických jednotek (předurčení amplitudy akčního potenciálu typem svalových vláken), počet aktivních motorických jednotek (počet aktivních motorických jednotek se zvyšujícími nároky na kontrakci zvětšuje) a umístění aktivních svalových vláken proti elektrodě, kdy závisí na umístění a hloubce svalových vláken. Dalším vnitřním faktorem ovlivňující snímání signál je míra aktivity okolních svalů. To vychází z faktu, že pohyb nelze provést jen jedním svalem a do určitého pohybového vzorce se vždy zapojuje větší množství svalů dle pohybového stereotypu daného jedince. Elektromyografická aktivita může být dále ovlivněna fyziologickou elektrickou aktivitou vzrušivých tkání orgánu v lidském těle (Konrad, 2004).

Mezi **vnější faktory** řadíme ty, které můžeme naším snímáním a kvalitou provedení ovlivnit. Pro zvýšení kvality signálu EMG je důležité správné umístění elektrod. Amplituda a frekvence signálu se totiž mění podle umístění. Upřednostňované umístění elektrod je na střed svalového břicha, kde je díky největšímu poloměru nejvyšší amplituda. Amplituda je přímo úměrná poloměru svalových vláken měřeného svalu. Elektrody by se neměly nacházet v místě šlachy, na kraji svalu nebo v místě motorického bodu svalu. Dalším faktorem je důkladné očištění kůže. Důležité je se maximálně vyvarovat externímu šumu, který vzniká narušením elektromagnetického pole snímaného objektu zapříčiněného externím přístrojem nebo pohybovým artefaktem (Krobot, 2011).

1.6.3 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

Signál z elektrod je vždy nutné zesílit a upravit. Většinou se používá frekvenční filtrace, kdy horní propustnost je 10-20Hz a dolní 400-500Hz. Cílem je odstranit signál, který nepochází z námi sledovaného svalu, ale vzniká jako pohybový artefakt při dynamických pohybech zapříčiněný například úderem patou o zem při chůzi (Krobot, 2011).

Pohybový artefakt můžeme ovlivnit nastavením frekvenční propustnosti (viz výše), zkrácením měření, nebo ošetřením pokožky, která vede ke snížení impedance. Impedanci (odpor pokožky) snížíme vysušením a odmaštěním pokožky, nejlépe tukovým rozpouštědlem, používat se může éter, aceton, etylalkohol, přípravky na bázi benzínu nebo

propylalkohol. Pokud ani tak nedochází ke snížení impedance, je vhodné kůži ošetřit jemným smirkovým papírem, nebo abrazivní pastou (Kadaňka, 1994).

Následujícím krokem úpravy je rektifikace signálu. Rektifikace je matematická úprava elektromyografického signálu, který převede negativní hodnoty amplitudy do pozitivních. Signál dále upravujeme vyhlazením (smoothing). Používají se algoritmy ARV (average rectified value), kdy dochází k vypočítání průměrných hodnot ve vybraném časovém pásmu, nebo se využívá vhodnějšího algoritmu RMS (root mean square), kdy se vyhodnocuje střední kvadratická hodnota (Krobot, 2011). Je možno použít i jiné druhy vyhlazení. Poté se pokračuje amplitudovou analýzou, kdy se určuje průměrná a maximální amplituda a frekvenční analýza, kde se může zjišťovat například průměrná a střední frekvence a poměrné zastoupení frekvence (Krobot 2011).

1.6.4 VYŠETŘOVANÉ HODNOTY EMG

Povrchová elektromyografie je v rehabilitaci využívána z hlediska biomechanického rozboru motoriky, kdy se hodnotí svalová koordinace, svalová síla vyvinutá kontrakcí svalu a svalová únava (Kolář, 2009).

Svalovou koordinaci

Koordinaci hodnotíme procentuálním zastoupením svalové aktivity. Hodnotíme tedy, jakou mírou se sval aktivoval při odlišných pohybech, pozicích a při různých situacích. Dále hodnotíme symetrii svalového zapojení, například symetrii svalové aktivity v oblasti kloubu zdravého a kloubu po zranění. Dalším hodnoceným aspektem je načasování svalového zapojení (timing), kdy hodnotíme časový sled kontrakce mezi jednotlivými svaly. Při vyšetření svalové koordinace také můžeme využívat zpětnovazebního motorického učení (feedback), kdy požadujeme určitou aktivaci nebo relaxaci svalu a pacient se určeného cíle snaží dosáhnout. Jako příklad lze uvést snahu pacienta uvést koleno do extenze, kdy elektrody jsou uloženy na horních vláknech m. rectus femoris a pacient sleduje aktuální aktivitu nebo relaxaci na monitoru (Konrad, 2004; Kolář, 2009).

Povrchovým EMG lze pomocí amplitudové analýzy určit **svalovou sílu** vyvolanou stahem. To vychází z poznatků, že amplituda EMG je přímo úměrná síle měřeného svalu, kdy lze

určit poměr zapojení svalů k pohybovému momentu síly mezi dvěma segmenty, tedy torque (Krobot, 2011).

Pomocí EMG lze také posoudit **svalovou únavu**. Pracuje s teorií, která tvrdí, že svalová únava je postupným procesem ve zkoumaném vláknu. Na základě této teorie se pracuje s vlastnostmi EMG signálu trvale kontrahovaného svalu, kdy se mění výkonové spektrum – power spectrum (Kolář, 2009). Stupeň svalové únavy je dán snížením zásob glykogenu a zvýšením hladiny kyseliny mléčné, snížením pH a změnou prokrvení. Svalová únava je signál pro přerušeni práce, než dojde k úplnému vyčerpání svalu či případnému poškození. Tento signál má ale značnou rezervu, takže pokud sval bude pokračovat ve své činnosti, únava se bude zvyšovat, ale sval se hned nepoškodí. Nástup svalové únavy lze oddálit tréninkem nebo vlivem změny nastavení CNS skrze motivaci (Rokyta, 2000).

2 DRUHÁ KAPITOLA

2.1 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

Cílem této práce je na základě sledování a analýzy zapojení vybraných svalů dolní končetiny formulovat doporučení nastavení výšky sedla na jízdním kole

Úkoly práce jsou:

- Vybrat objekty sledování,
- Načerpat znalosti kineziologie, znalosti mechaniky šlapání, načerpat znalosti práce s EMG,
- Stanovit metodologii měření,
- Vyhodnotit údaje měření a učinit závěry.

2.2 HYPOTÉZY

Před samotným měřením jsme si stanovili hypotézy, které lze nebo nelze vyvrátit.

2.2.1 HYPOTÉZA 1

Předpokládáme, že při nízkém nastavení sedla bude více aktivován sval rectus femoris.

2.2.2 HYPOTÉZA 2

Předpokládáme, že při vysokém nastavení sedla bude mít gluteus maximus vyšší aktivitu dle EMG.

2.2.3 HYPOTÉZA 3

Předpokládáme, že při zvyšování výšky sedla se bude zvyšovat aktivita svalů směrem proximálním.

2.3 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Ke zjištění zapojení svalstva při šlapání na kole jsme vybrali skupinu šest zdravých osob. Jedná se o šest mužů ve věku od 18 do 25 let, kteří se věnují cyklistice. Probandi jsou při měření oblečeni ve spodním prádle, popřípadě v cyklistických kraťasech. Na nohou mají cyklistickou obuv s pevným uchycením na pedál.

2.4 METODOLOGIE

Měření probíhalo v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity ve dvou fázích. V první fázi bylo provedeno pilotní měření, abychom předešli případným chybám v metodice nebo měření. Místnost pro měření je o půdorysu 30m² s podlahou krytou zátěžovým kobercem, který je očištěn od hrubých nečistot. V místnosti bylo třeba připravit stanoviště pro měření.

Sledovaný soubor byl obeznámen s průběhem měření a s účelem prováděného měření a souhlasil s využitím dat získaných během měření v bakalářské práci, souhlas je uložen u autora práce. Před přistoupením k měření, přivítáme probandy, stručně popíšeme podstatu práce a vysvětlíme postup samotného měření a podmínky měření.

Před započítáním práce s programem EMGworks Acquisition musel být vytvořen algoritmus pro zaznamenávání signálu ze svalu. Tento algoritmus má tři části. Během první části se provede kontrolní měření pro kontrolu přenášeného signálu. Druhá část se skládá ze sedmi kol měření, při kterých se měří aktivita svalu na sedmi výškách posedu, každé kolo je na jedné výšce sedla. Poté se výška sníží a měří se další kolo. Pořadí těchto částí bylo prováděno od nejvyšší výšky po nejnižší. Poslední, třetí část, zaujímá analýza, během které se data přenesou do vyhodnocovacího programu EMGworks Analysis.

Na předem připraveném stanovišti pro měření. Kolo značky Scott foil 20 model 2017 bylo upevněno do bicyklového ergometru značky Tacx. Kolo bylo vybaveno měřičem výkonu a kadence značky Quarq model rikken s měřením výkonu pro obě nohy. Pro sledování dat kadence a výkonu byl využit cyklocomputer značky Garmin model 520. Na sedlovce byly vytvořeny rysky v pravidelné vzdálenosti 0,5 cm pro snižování výšek sedla.

Probandi před samotným testováním měli 10 minut pro rozjetí na bicyklovém ergometru. Měli nastavenou výšku sedla, která je pro ně komfortní nebo kterou běžně používají.. Toto rozjetí sloužilo k zahřátí svalu a hlavně k určení jejich dominantní nohy. Určení dominantní nohy bylo určeno pomocí vyvážení výkonu pravé a levé nohy s použitím wattmetru. Vyvážení bylo zobrazeno na cyklocomputeru Garmin. Na dominantní noze jsme poté postoupili k palpaci a označení svalových bříšek měřených svalů.

Palpace svalových bříšek probíhala následovně. Proband si lehl na lehátko a byla započata palpance m. vastus medialis a m. vastus lateralis. Palpance byla prováděna v leže na zádech plošnou palpací kolmo na svalová vlákna, kdy byla palpována svalová bříška každého jednotlivého svalu. Nejvíce mediálně byl palpován m. vastus medialis, který byl palpován od úrovně lineae asperae v celém jeho rozsahu po jeho přechod v ligamentum patellae. Označili jsme si místo oblasti nejširšího svalového bříška. Laterálně bylo palpováno svalové bříško m. vastus lateralis. Průběh byl palpován od úrovně lineae asperae až k přechodu v ligamentum patellae a laterálně jde až za úroveň tractus iliotibialis. Nejširší část svalového bříška byla opět označena. Průběh všech palpovaných svalů jsme si ozřejmili provedením extenze v kolenním kloubu a jednotlivé svaly jsme od sebe ještě více ozřejmili zevní nebo vnitřní rotací v kyčelním kloubu a následnou extenzí v kloubu kolenním, kdy zevní rotací ozřejmíme m. vastus medialis a vnitřní rotací m. vastus lateralis. Dále byl palpován sval m. rectus femoris při extenzi v kolenu a bylo označeno svalové bříško. Při dorsální flexi byl palpován m. tibias anterior, na svalovém bříšku byl zakreslen bod. Poté se proband přetočil na břicho a pokračovali jsme v palpaci zadní strany dolní končetiny. Při plantární flexi byli palpovány m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis, svalová bříška byla označena body. Dále byl palpován kolmo na vlákna m. semitendinosus. Následně m. biceps femoris. Nakonec byl palpován m. gluteus maximus.

Následně byla provedena příprava kožního krytu ke snížení impedance, kdy by byla při případném výskytu ochlupení oholena oblast svalu. Kůže byla očištěna alkoholovým přípravkem na bázi benzínu a poté jsme vyčkali, než přípravek na pokožce oschne.

Poté bylo přistoupeno k nalepení oboustranné lepicí pásky na obdélníkové elektrody Trigno IM sensors o vodivé ploše 9 mm, které jsou součástí EMG Delsys Trigno wireless EMG systém na nejširší část svalového bříška dle předešlého označení. Tento postup aplikace elektrod a přípravy pokožky byl proveden u všech sledovaných svalů. Pro lepší fixaci čidla byly použity obvazy, popřípadě cyklistické návleky, aby se předešlo případnému odpadnutí čidla a chybě v měření.

Po aplikaci čidel byla probandovi změřena vzdálenost mezi patým metatarssem a trochanter major. Tato vzdálenost byla měřena ve stoji. Naměřená vzdálenost se rovnala 100% vzdálenosti mezi pedálem a vrcholem sedla. Tato výška byla nastavena jako maximální výška sedla. Dále tato výška byla zaznamenána do tabulky v programu Microsoft Excel,

kde byly pomocí předem vytvořeného vzorce vypočteny sestupné výšky sedla po 2%, vypočtené výšky byly zaokrouhleny po 0,5 cm. Měřených výšek bylo celkem sedm.

Měření probíhalo při stálém 3s průměrném výkonu 200 wattů a kadenci 80 otáček za minutu, tento výkon byl měřen pomocí wattmetru a zobrazován na zařízení Garmin. Wattový 3s průměr byl nastaven v zařízení Garmin z důvodu zobrazení vyrovnaných dat pro udržení stejného výkonu. Výkon 200w byl nastaven, aby bylo možné jednotlivé měření následně analyzovat. To stejné platí i o kadenci 80 otáček/m, nižší kadence byla určena pro lepší analýzu výsledků.

Když byl proband připraven pro měření, byl zapnut program EMGworks Acquisition na notebooku Acer Aspire V 17 Nitro. Vlastní měření se započalo na nejvyšší možné výšce, tedy 100% vzdálenosti mezi pátým metatarsem a trochanterem major. Když se proband ustálil na určených wattech a kadenci, byl vydán pokyn pro zahájení měření. Měření po spuštění trvalo deset až dvanáct sekund.

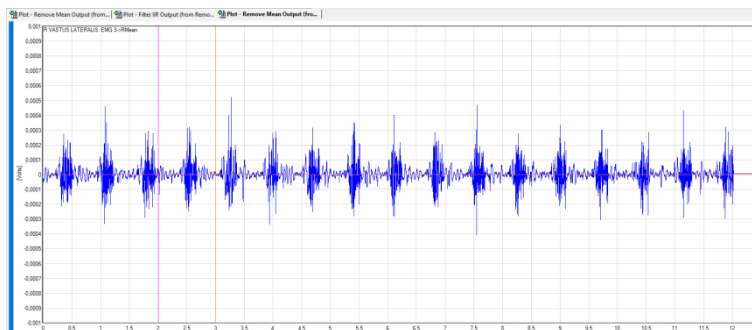
Po změření a uložení naměřených dat následovalo snížení výšky sedla dle tabulky. Proband měl tedy dvě minuty pauzu. Po změně se celý cyklus opakuje, ustálení na wattech a kadenci, poté měření a uložení dat a další snížení. Ke snížení dojde celkem šestkrát, budeme tedy mít sedm měření u každého probanda. Poslední měření probíhá na výšce rovnající se 88% vzdálenosti metatars – trochanter.

2.5 ZPRACOVÁNÍ DAT

Hodnoty jsou zpracovány metodami níže popsanými a zaznamenány jsou v tabulkách, ve kterých můžeme vidět průměrné hodnoty napětí při jednotlivých měřeních jednoho probanda. Z těchto hodnot jsme tvořili porovnání (viz. kapitola Výsledky).

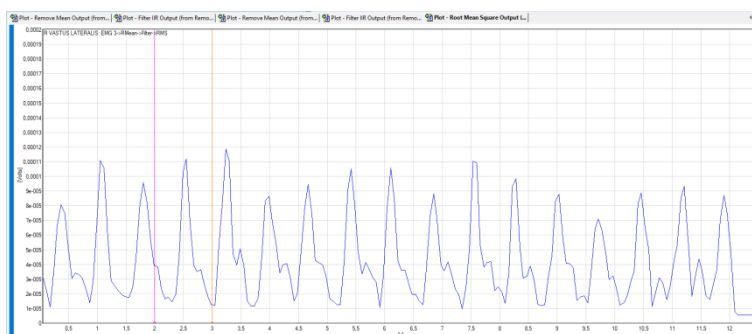
Výsledky měření byly dále filtrovány funkcí Remove Mean Output (obrázek č. 3), dále funkcí Filter IIR (Butterworth low pass filter) a následně bylo přikročeno k rektifikaci a vyhlazení prostřednictvím funkce Root Mean Square (obrázek č. 4). Dále vyhlazená data byla převedena do programu Excel. U zpracovaných dat byla vždy vyhodnocována střední hodnota měření. Tyto střední hodnoty byly shromážděny do tabulek (viz přílohy). Tabulka zobrazuje průměrné hodnoty jednoho probanda, kdy ve sloupci pod sebou jsou uvedeny jednotlivé svaly a v řádku za sebou jsou zapsány průměry jednoho svalu ve všech měřeních. Dále byly svaly rozděleny do skupin podle synergistů. Z této tabulky byly následně spočítány směrodatné odchylky, zpracovány grafy a výsledky. Kompletní získaná data před zpracováním jsou na vyžádání u autora práce.

Obrázek č. 3. Funkce Remove mean u vastus lateralis



Zdroj: vlastní

Obrázek č. 4. Funkce Root mean square u vastus lateralis



Zdroj: Vlastní

2.6 VÝSLEDKY

2.6.1 HYPOTÉZA 1

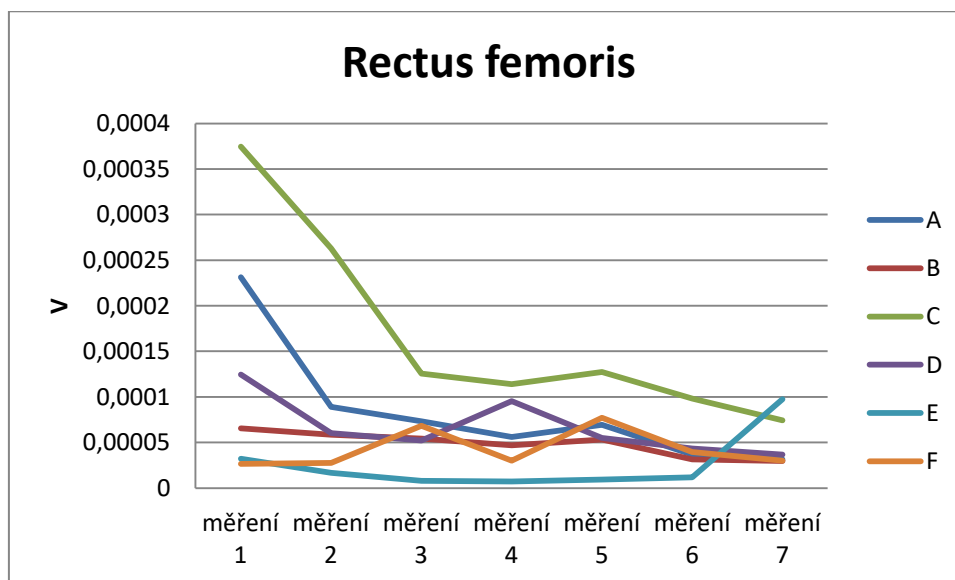
Předpokládáme, že při nízkém nastavení sedla bude více aktivován sval rectus femoris.

Tabulka č. 1. Průměrné hodnoty aktivity rectus femoris (V)

	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
A	0,000231	8,91E-05	7,32E-05	5,61E-05	6,93E-05	3,66E-05	3,14E-05
B	6,57E-05	5,83E-05	5,44E-05	4,69E-05	5,33E-05	3,13E-05	2,99E-05
C	0,000375	0,000263	0,000126	0,000114	0,000127	9,82E-05	7,41E-05
D	0,000125	6,01E-05	5,22E-05	9,53E-05	5,48E-05	4,34E-05	3,69E-05
E	3,23E-05	1,65E-05	7,77E-06	7,12E-06	9,14E-06	1,18E-05	9,73E-05
F	2,64E-05	2,74E-05	6,83E-05	3,02E-05	7,71E-05	3,96E-05	3,02E-05

Zdroj: vlastní

Graf č. 1. Průběh měření svalové aktivity rectus femoris



Zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit. Při srovnání průměrů napětí lze vyzorovat, že napětí při posledních dvou měřeních, což znamená na nejnižších dvou výškách, má nižší hodnoty než při měření na vyšších výškách.

2.6.2 HYPOTÉZA 2

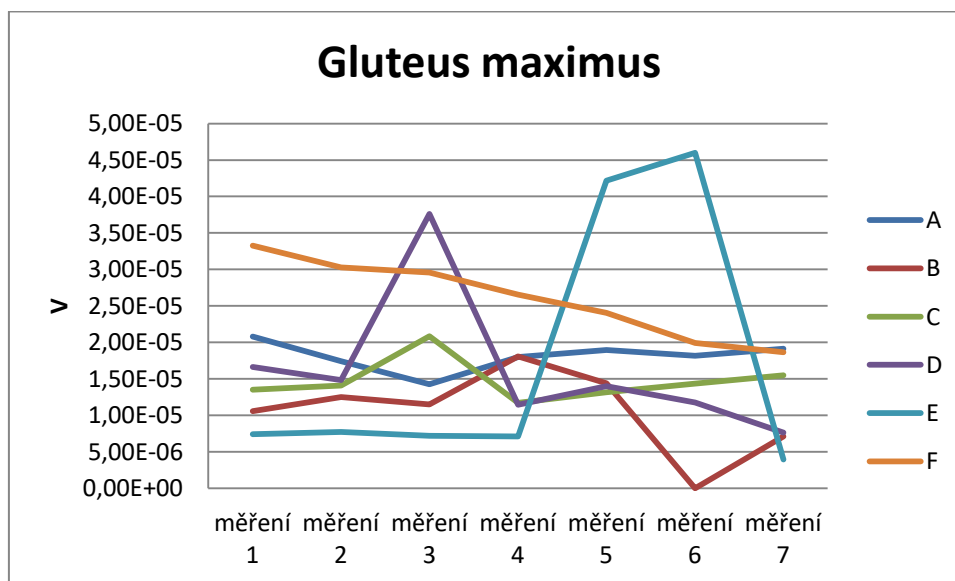
Předpokládáme, že při vysokém nastavení sedla bude mít gluteus maximus vyšší aktivitu dle EMG.

Tabulka č. 2. Průměrné hodnoty aktivity gluteus maximus (V)

	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
A	2,08E-05	1,74E-05	1,43E-05	1,80E-05	1,89E-05	1,81E-05	1,91E-05
B	1,06E-05	1,25E-05	1,15E-05	1,81E-05	1,44E-05	7,01197-06	7,09E-06
C	1,35E-05	1,41E-05	2,08E-05	1,17E-05	1,32E-05	1,43E-05	1,55E-05
D	1,66E-05	1,48E-05	3,76E-05	1,14E-05	1,40E-05	1,17E-05	7,60E-06
E	7,42E-06	7,70E-06	7,20E-06	7,10E-06	4,22E-05	4,60E-05	3,95E-06
F	3,33E-05	3,03E-05	2,96E-05	2,65E-05	2,41E-05	1,99E-05	1,86E-05

Zdroj: vlastní

Graf č. 2. Průběh měření svalové aktivity gluteus maximus



Zdroj: vlastní

Odpověď: Tuto hypotézu nelze vyvrátit. V pěti případech ze šesti je průměrná aktivita na nejvyšší výšce sedla vyšší než na nejnižší, avšak nejvyšší průměrná aktivita je při měřeních mezi minimem a maximem.

2.6.3 HYPOTÉZA 3

Předpokládáme, že při zvyšování výšky sedla se bude zvyšovat aktivita svalů směrem proximálním.

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit. Ovšem dle grafu a tabulek průměrů aktivity u jednotlivých probandů vychází, že v 50% roste svalová aktivita směrem proximálním.

2.7 DISKUZE

Pro naši práci jsme čerpali informace hlavně z elektronických databází vypracovaných studií a článků přes databáze, ke kterým má přístup ZČU nebo které mají volný přístup. Významné pro nás byly zejména databáze ScienceDirect a ResearchGate. Z klasických webových stránek byly využity stránky výrobce EMG *Delsys.com*. Tyto stránky byly využity pro informace od výrobce, kde udává přesné parametry snímacích elektrod a ostatní charakteristiky EMG. Kromě oficiálních stránek výrobce EMG jsme využili stránky o nastavení posedu. Pro naši práci a následnou diskuzi jsme získali mnoho informací z článků a studií z *Journal of Electromyography and Kinesiology*.

Ke zpracování dat bylo využito průměrné hodnoty EMG, jelikož dle Krobot a Kolářové (2011) poměrně dobře reflektují míru aktivity vybraného svalu a jsou nejlepší pro porovnávací analýzy.

Zvolení deseti minutového rozjetí pro určení dominantní nohy se ukázalo, jako negativní. Jelikož se probandi začali potit. Následkem toho, čidla hůře držela a se musela fixovat bandáží.

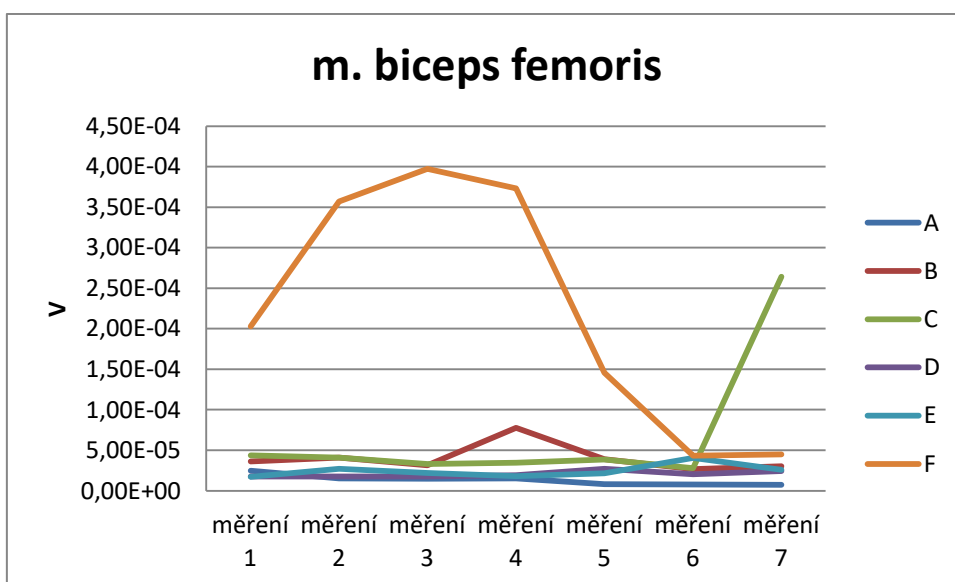
Z výsledků můžeme soudit, že průběh měření napětí svalů u každého probanda je rozdílný. To může být dáno dovednostmi probanda, což popisuje Hug et al. (2006) ve své studii: je možný vztah mezi příčinou a účinkem mezi aktivací a hypertrofií bicepsu femoris asociovanou jako šlapací dovednost, která se vyskytuje u profesionálních cyklistů. Podobnou studii již předtím prezentovali Takaishi et al. (1998) a navrhli, že cyklisté mají určité šlapací dovednosti týkající se pozitivního využití flexorů kolen (BF) až k vyšší kadenci, což by přispělo ke snížení síly na pedálu a snížení svalové aktivity pro kolenní extenzory (VL a VM). Naproti tomu Marsh a Martin (1995) srovnával EMG modely pěti nižších svalů končetin (VL, RF, BF, SOL a GM) mezi cyklisty a amatéry srovnatelných aerobních schopností. Jejich výsledky neprokázaly žádný významný rozdíl mezi těmito dvěma skupinami testovaných svalů.

Rozdílnost výsledků může být dána i rozdílností typů svalových vláken mezi probandy, o čemž píše MacIntosh. et al. (2000) jenž zmiňuje, že budoucí studie by měly brát v úvahu vyhodnocení dvou skupin subjektů s podstatně odlišným typem vláknového typu pro

určení typu vlákna, složení totiž ovlivňuje vztah mezi výkonem a kadencí s minimální aktivací.

Zvolili jsme, že výsledky je lepší porovnávat po skupinách a to synergistech svalů. Vycházeli jsme z teorie, že jedním z faktorů ovlivňujících záznam je role svalu jako agonista, synergista či antagonisty (Velebna, 2016).

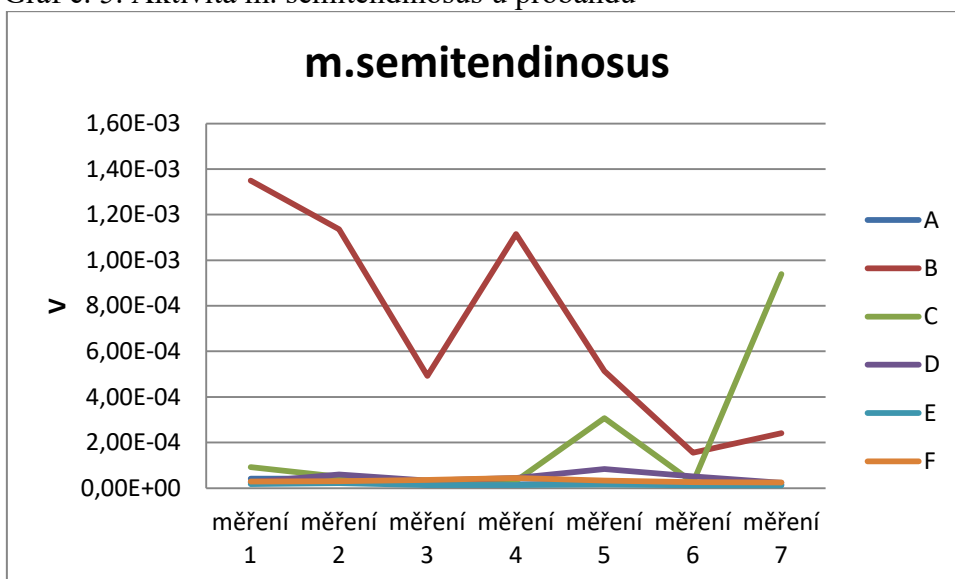
U jednoho z probandů došlo k výrazně zvýšené průměrné aktivitě oproti ostatním probandům (graf č. 4). Tento proband se věnuje cyklistice již 17 let, lze tedy předpokládat, že ho můžeme srovnávat s elitním cyklistou. Dle teorie (Hug et. al 2006 a Takaishi et. al. 1998) psané výše to může být dáno jeho cyklistickou dovedností a určitým šlapacím vzorem.



Graf č. 4. Aktivita bicepsu femoris u probandů

U dalšího z probandů se vyskytla zvýšená aktivita u svalu musculus semitendinosus (graf č. 5.). To může být dáno buď jako výše u bicepsu femoris a nebo to může být dáno orientací trupu, o čemž psala studie, která se zaměřila na účinky orientace trupu na aktivační strukturu svalů dolních končetin (Savelberg et al., 2003). Tato teorie ukázala, že GMax byl významně více aktivován v příkřené poloze ve srovnání se vzpřímeným držení těla. Toto platí i pro svaly synergisté jako BF m. semitendinosus. O tom píše i Hug a Dorel (2009) – změna polohy těla hlavně z hlediska změny výšky sedadla může ovlivnit svalovou aktivaci a šlapání.

Graf č. 5. Aktivita m. semitendinosus u probandů



Zdroj: vlastní

Kovařík a Langer (1994) píší, že svalové řetězce jsou podmíněny koordinovanou činností, kdy se v nervové síti zapojují motorické neurony, které zapojují svaly v přesně daném pořadí a dohromady a vzájemně inhibují antagonistické skupiny svalů v takovém poměru, aby došlo ke svalové synergii. K svalové synergii dochází nejvíce u vastus medialis, vastus lateralis a rectus femoris. Proto jsme tuto synergii sledovali vzhledem k další formulaci doporučení výšky sedla. Zvýšené napětí u m. vastus lateralis může vysvětlovat jeho funkci, kdy může zastupovat m. vastus medialis, a tak může dojít ke zvýšeným nárokům na m. vastus lateralis kvůli snížené stabilizační funkci m. vastus medialis nebo vlivem nevhodné pozice kyčelního kloubu, tím pádem i kloubu hlezenního a kolenního (Véle, 2006). Tuto kompenzaci můžeme vidět u probanda A a C, ale ne ve všech měřeních, pouze v jednotlivých měřeních.

Je třeba sledovat i aktivitu svalu rectus femoris, jelikož dle Hoffmanové (2016) M. rectus femoris reprezentuje poměrně samostatnou jednotku začínající již na pánvi. Jeho špatná funkce, nedostatečný tonus nebo jeho zkrácení může způsobit bolest v patelofemorálním skloubení.

Kromě již předchozích svalů je třeba věnovat pozornost i svalům bérce, které přenáší síly na pedál. EMG studie ukázaly, že lýtkové svaly nepřidávají významně na síle, kterou vyprodukovaly svaly z kinetického řetězce nad nimi. Jsou ale důležité pro stabilizaci a lepší přenos síly do pedálu. Jejich funkcí je fixace končetiny od kolene dolů. Dohromady m. triceps surae vytváří páku pro přenos točivého momentu do pedálů. Pokud tyto svaly nepracují dostatečně dobře, ztrácíme vyprodukovanou sílu (Hoffmanová D., 2016). K špatné kooperaci dochází v případě, že svalová aktivita není správně rozložena. Tuto špatnou kooperaci můžeme vidět u měření probanda B, kde sledujeme výrazně zvýšenou průměrnou aktivitu. U ostatních měření došlo ke zvýšené průměrné aktivitě pouze v případě prvních měření (na nejvyšší výšce sedla).

Jelikož byla v naší práci sledována změna aktivity při různé výšce sedla a ne rozdíly mezi jednotlivými probandy, pro náš účel nám postačil poměrně úzký objekt sledování šesti osob. Snažili jsme se, aby mezi probandy byl co nejmenší rozdíl, aby se co nejvíce eliminoval faktor, kdy je vlivem vrozeného charakteru svalové tkáně rozdílné napětí mezi svalovými vlákny u mužů a žen.

Další z možností, která může výsledky ovlivnit, je udržení stabilní polohy na sedle, o čemž píše Houtz a Fischer (1959) – udržení má velký význam pro to, aby byla osobní svalová strategie po celou dobu pokusu schopna udržet stabilní cyklistické sezení. Tím, že jsme vybrali cyklisty, mohlo být toto ovlivnění zanedbatelné ale pouze v rámci jednoho měření. Domníváme se, že pozice při další rozdílné výšce nebyla identická.

Dle výsledků směrodatných odchylek jednotlivých probandů na základně rozložení napětí můžeme přibližně určit výšku sedla, ve které je napětí nejlépe rozloženo. U tří probandů (A, C, E) bylo nejlepší rozložení u měření číslo tři, což odpovídá 96% vzdálenosti trochanter-metatars. U jednoho probanda (D) byl výsledek nejlepší u čtvrtého měření. Avšak u dvou probandů (B, F) směrodatná odchylka byla neprůkazná, jelikož byla ovlivněna vyšší průměrnou aktivitou jednoho z měřených svalů. V případě probanda B se jedná u první svalové skupiny o sval m. gastrocnemius lateralis. U druhé skupiny svalů odchylku výrazně ovlivnila aktivita svalu m. semitendinosus. Ve třetí skupině byla aktivita svalů vyrovnaná. Avšak u svalu m. semitendinosu došlo ve třetím měření ke snížení průměrné aktivity. Lze tedy určit, že nejlepší rozložení je u třetího měření. V případě probanda F se jedná o zvýšenou průměrnou aktivitu svalu m. biceps femoris ve třetí

svalové skupině. U první a třetí svalové skupiny vyšlo třetí měření jako to s nejlepším rozložením. V případě druhé svalové skupiny – vynecháme-li zvýšenou aktivitu m. biceps femoris – nám vyšlo druhé měření. Pravděpodobné příčiny zvýšené aktivity jsou popsány výše. Celkově nám vyšlo, že nejlepší rozložení průměrné aktivity je u třetího měření, které odpovídá 96% délky trochanter major a pátého metatarsu. Tento výsledek můžeme porovnat s Ferrer-Rocem et al. (2014), kterému na základě statistického hodnocení vyšlo, že 25° flexe v kolenním kloubu při pedálu v dolní úvratí se zdá být jako optimální výška sedla pro zlepšení účinnosti šlapání a také zabránění poranění. Navíc antropometrické měření potvrdilo, že 109-110% vnitřní délky dolní končetiny nebo 100-102% trochanterické výšky byly doporučeny pro nastavení výšky sedla, pokud jsou použity moderní nášlapné pedály.

Zamyslíme-li se nad limity této práce, tak mezi ně patří nezkušenost autora s obdobným druhem práce, kvůli čemuž mohlo docházet k drobným nepřesnostem v metodologii práce. To mohlo vést k tomu, že tvoření některých částí práce bylo příliš zdlouhavé a poté nebyla možnost se zaměřit na jiné části, které by mohly být více přínosné. Tímto nedostatkům by bylo možné v budoucnu zamezit včasným zpracováním problematických částí práce, aby byla následná časová dotace na více přínosné části práce větší. Jednou z dalších limitací je zpracování dat v programu Excel, kde může vzniknout chyba při manuální práci s daty. K limitům se zde přidává lidský faktor.

Docílení co nejvyšší kvality práce jsme se snažili hlavně dodržением přesných pravidel nastavení správné výšky sedla, dodržением kvality očištění pokožky a co největším omezením rušivých elementů měření jako jsou nechtěné kontrakce svalu nebo špatně připevněné elektrody na svalovém břišku. Přestože sledujeme rozdíly mezi jednotlivými výškami a ne mezi probandy, a tím pádem není nutný tak široký vzorek probandů, kvalitu práce by mohl zvýšit obsáhlejší vzorek probandů, a tím by získané hodnoty byly více vypovídající.

Rozhodně by bylo zajímavé ve zkoumání zapojení svalstva posedu pokračovat. Z naší práce vyplývá mnoho variant, které by bylo zajímavé sledovat. Ať už rozdíly mezi jednotlivými probandy, nebo zahrnutí pozorování timingu opět v porovnání mezi jednotlivými probandy s rozdílnou cyklistickou specializací. Další možností by bylo

sledovat zapojení svalů při více proměnných jako je předozadní pozice sedla nebo nastavení pevného pedálu.

ZÁVĚR

Výsledky pozorování nám pomohly formulovat doporučení nastavení výšky sedla na jízdním kole podle průměrného napětí při jednotlivých měřeních. Výsledky ukázaly, že nejlepší rozložení napětí je na 96% vzdálenosti mezi trochanterem major a pátým metatarssem. K této formulaci jsme dospěli v diskuzi (strana 31) a podle příloh (11, 12, 14, 40-54). Avšak ukázalo se, že směrodatná odchylka skupin svalů je snadno ovlivnitelná zvýšenou aktivitou u jednoho nebo více svalů. Jedním ze závěrů je, že tato zvýšená aktivita byla způsobena zažitou šlapací dovedností. Dalším z možných závěrů je, že za zvýšenou aktivitou stála poloha těla.

Pozorovali jsme změnu svalové aktivity se změnou výšky sedla, přičemž jsme se domnívali, že u svalu m. rectus femoris bude svalová aktivita zvýšená. Tuto hypotézu jsme vyvrátili, naopak nejvyšší svalová aktivita byla u prvního měření. Průběh průměrných aktivit se u jednotlivých probandů lišil. Oproti tomu další hypotéza byla potvrzena. Naši hypotézou bylo, že na vyšší výšce sedla bude aktivita svalu m. gluteus maximus vyšší dle EMG. Poslední hypotézu však nelze potvrdit ani vyvrátit. U 50% probandů rostla svalová aktivita směrem proximálním po dolní končetině spolu se zvyšováním výšky sedla, avšak nerostla při všech měřeních lineárně. Pro další studie doporučujeme větší vzorek probandů.

Pozorováním jsme zjistili, že každý proband má jiný ko-aktivační vzor. Případné další studie by se mohly zaměřit právě na rozdílnost mezi probandy, která způsobuje tyto rozdíly, jedná-li se o polohu těla. Doporučujeme do studie těchto rozdílností zahrnout i rozdíly probandů podle podílů druhů svalových vláken.

Přínosem této práce je formulace doporučení přibližné výšky sedla pro běžnou populaci. Dalším přínosem práce je poté optimalizace určení pohybové vzoru dolní končetiny při jízdě na kole. V neposlední řadě jsou to nabyté zkušenosti s prací tohoto druhu a zkušenostmi s manipulací s EMG.

RESUMÉ

Bakalářskou práci jsme zaměřili na sledování vybraných svalů dolní končetiny při jízdě na kole s různou výškou sedla. Sledování bylo provedeno pomocí přístroje Delsys EMG. Z výsledků jsme dospěli k formulaci doporučení výšky sedla pro běžnou veřejnost. Úroveň vhodné výšky byla vyhodnocena na 96% vzdálenosti mezi trochanter major a pátým metatarssem. Měřením jsme zjistili, že každý proband má rozdílnou svalovou aktivitu i jinou reakci na změnu výšky. Tyto odchylky probandů mohou být způsobeny šlapací dovedností.

Abychom mohli výsledky srovnávat, museli jsme stanovit metodologii. V metodologii jsme stanovili, že měření bude probíhat při stejném výkonu 200w a stejných otáčkách 80 otáček/minutu. Tyto hodnoty byly měřeny podle wattmetru Quark na cyklopočítači Garmin. Dále bylo třeba snížit vnější vliv na měření přístrojem EMG, tento vliv byl snížen ošetřením pokožky pro lepší přenos bioelektrického potenciálu svalů do čidel.

Data získaná z přístroje EMG byla upravena v programu Delsys EMG Analysis, kde byl signál vyčištěn a vyhlazen. Vyhlazená data byla převedena do programu Microsoft Excel, v němž byly provedeny analýzy. Byly vypočteny průměry aktivit jednotlivých svalů a určeny jejich směrodatné odchylky. Z těchto výsledků byly vytvořeny tabulky a grafy dle synergistických svalových skupin. Na základě tabulek a grafů byly formulovány závěry a konečné výsledky. Pro další studie doporučujeme zahrnout více proměnných. Bylo by také zajímavé zahrnout v dalších studiích například i podíl druhů svalových vláken.

RESUMÉ

The bachelor thesis focuses on observation of selected lower limb muscles during cycling with various saddle height. The observing was done using the Delsys EMG device. The results helped us formulate the saddle height recommendations public. The effective saddle height was stated 96% distance between trochanter major and the fifth metatars. We found out that every single proband has various muscle activity and various reaction on the height changes during the measuring. These differences between the probands can be caused by their pedaling skills.

We had to state the methodology to be able to compare the results. We stated that the measuring will be done with the same output of the 200w and the same cadence of 80 speeds in a minute. The values were measured using the Quark wattmeter and the Garmin cyclocomputer. It was also necessary to reduce the influence on the EMG device which was done by treating the skin for better transmission of the bioelectrical muscle potential to the sensors.

The measured data were corrected using Delys EMG Analysis programme. The signal was cleaned and smoothed. The smoothed data were transmitted to Microsoft Excel where the analyses were done. The average muscles activities were calculated and the decisive variances were stated. The diagrams and charts of the synergist muscle groups were created using the results. The final conclusions and results were defined based on the diagrams and charts. We recommend to involve more variables in further studies. It could be interesting to involve also the influence of the muscle fibres in further studies.

SEZNAM LITERATURY

Body Geometry Fit program [online]. [cit.15.4. 2019]. Dostupné z:
<https://www.alltraining.cz/testovani/spravny-posed-na-kole/>

DE LUCA, C., J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13**(2), 135-163 [cit. 2019-04-15]. DOI: 10.1123/jab.13.2.135. ISSN 1065-8483. Dostupné z:
<http://journals.humankinetics.com/doi/10.1123/jab.13.2.135>

FERRER-ROCA, V., ROIG, A., GALILEA, P., Influence saddle height on Loir limb kinematics in well-trained cyclist: static vs. Dynamic evaluation in bike fitting, *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2012, **26**, 11, 3025-3029, doi: 10.1519/JSC.0b013e318245c09d, [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z
https://journals.lww.com/nsca-jscr/fulltext/2012/11000/Influence_of_Saddle_Height_on_Lower_Limb.16.aspx

HÁJÍČEK, Štěpán, 2012. Nastavení posedu, Bike škola [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z: <http://www.bikeandride.cz/2012/02/bike-skola-dil-1-nastaveni-posedu/>

HOFMANOVÁ, Diana. *Diagnostika a korekce svalových dysbalancí u silničního cyklisty*. Praha, 2016. Bakalářská práce. ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE. [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z:
<https://dspace.cvut.cz/bitstream/handle/10467/67512/FBMI-BP-2016-Hoffmannova-Diana-prace.pdf?sequence=1&isAllowed=y>

HOUTZ, SJ, FISHER, FJ. An analysis of muscle action and joint excursion during exercise on a stationary bicycle. *J Bone Joint Surg Am* 1959; **41**-A:123–31. DOI: 10.2106/00004623-195941010-00014 [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z
https://www.researchgate.net/publication/9945173_An_Analysis_of_Muscle_Action_and_Joint_Excursion_During_Exercise_on_a_Stationary_Bicycle

HUG, F., DOREL, S., Electromyographic analysis of pedaling: A review, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, [online], 19(2)2009, 182-198, [cit. 2019-04-15], ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.10.010>. Dostupné z
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107001812>

HUG, F., Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, [online] 2011, **21**, 1, 1-12, [cit. 2019-04-15], ISSN 1050-6411, <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2010.08.009>. Dostupné z
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641110001355>

CHOUTKA, Miroslav, BRKLOVÁ, Danuše a VOTÍK, Jaromír. *Motorické učení v tělovýchovné a sportovní praxi*. 1. vyd. Plzeň: Pedagogická fakulta Západočeské univerzity, 1999. 70 s. ISBN 80-7082-500-6

- KADAŇKA, Z., S. VOHÁŇKA a J. BEDNAŘÍK. *Praktická elektromyografie: text určen pro postgraduální vzdělávání lékařů*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994. ISBN 80-7013-181-0.
- KOLÁŘ, P.. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 9788072626571.
- KONRAD, P. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. 4. Scottsdale, Arizona 85254: Noraxon, 2004 [cit. 2018-02-18]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>
- KOVAŘÍK, Vladimír a František LANGER. *Biomechanika tělesných cvičení*. Vyd. 2. Brno: Masarykova univerzita, 1994. 79 s. ISBN 8021008385.
- KROBOT, A. a B. KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80-244-2762-1.
- LANDA, P. *Cyklistika*. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-0725-X
- MACINTOSH, B. R., R. R. NEPTUNE, and J. F. HORTON. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 32, No. 7, pp. 1281–1287, 2000, [online]. [cit.15.4.2019], Dostupné z <https://pdfs.semanticscholar.org/67bd/e0ae82ac4ff99b60beda116c63dc06a78821.pdf>
- MARSH AP, MARTIN PE. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27:217–25. [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z <https://journals.lww.com/acsm-msse/pages/articleviewer.aspx?year=1995&issue=02000&article=00011&type=abstract>
- Nastavení posedu Guru Fit System [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z: <https://www.triexpert.cz/tri-blog/cyklodiagnostika-guru-fit-system>
- NĚMEC Jan a Jan FALGE, 2013. Optimální posed na kole. Seriál: Fitting – historie, současnost a budoucnost. 2013, 2 [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z: <http://mtbs.cz/clanek/serial-fitting-historie-soucasnost-a-budoucnost/kategorie/trenink-a-fitness#.WXfBHGLyjiU>
- ROKYTA, Richard a kol. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. Vyd. 1. Praha: ISV, 2000. 359 s. Lékařství. ISBN 80-85866-45-5.
- ŠAFRANEK, Jiří. *Kolo pro děti a jejich rodiče*. 1. Praha: Portál, 2000. ISBN 80-7178-438-9.
- SAVELBERG. et.al. Body configuration in cycling affects muscle recruitment and movement pattern. *J Appl. Biomech* 2003;19:310–24. DOI: 10.1123/jab.19.4.310

[online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z https://www.researchgate.net/publication/222092846_Body_Configuration_in_Cycling_Affects_Muscle_Recruitment_and_Movement_Pattern

SIDWELLS, Chris. *Velká kniha o kolech*. 1. Banská Bystrica: Slovart, 2003. ISBN 80-7209-585-4

SOULEK, Ivan a Karel MARTINEK. *Cyklistika: horská - silniční - rekreační - výkonnostní*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. 111 s. ISBN 8071699519.

SOVNDAL, Shannon. *Cyklistika - anatomie*. 1. Praha: Albatros, 2013. ISBN 978-80-2640141-4.

TROJAN, Stanislav. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Vyd. 1. Praha: Grada, 1996. 175 s. ISBN 80-7169-257-3.

TAKAISHI T., YAMAMOTO, T., ONO, T., ITO, T., MORITANI, T. „Neuromuscular, metabolic, and kinetic adaptations for skilled pedaling performance in cyclists. *Med Sci Sport Exerc* 1998;30:442–9. [online]. [cit.15.4.2019]. Dostupné z https://journals.lww.com/acsm-msse/Fulltext/1998/03000/Neuromuscular,_metabolic,_and_kinetic_adaptations.16.aspx

VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VELEBNA, Andrea. EMG analýza u vybraných testů svalové síly, [online]. Olomouc, 2016[cit.15.4.2019 Dostupné z <https://theses.cz/id/t0bwdc?info=1;isshlret=VELEBN%C3%81%3B;zpet=%2Fvyhledavani%2F%3Fsearch%3Dvelebn%C3%A1%26start%3D1> Diplomová práce. Univerzita v Olomouci, Fakulta zdravotnických věd. Vedoucí práce Mgr. Jana Tomsová

VERNA,R., HANSEN E.A., DE ZEE,M., MADELEINE ,P.,Effect of seat positions on discomfort, muscle activation, pressure distribution and pedal force during cycling, *Journal of Electromyography and Kinesiology*,[online],2016,27,78-86, [cit. 2019-04-15] ISSN 1050-6411. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641116000250>

VOTÍK, Tomáš. Sledování zapojených svalů v oblasti kolenního kloubu pomocí EMG při dřepu a jeho modifikacích,[online].Plzeň, 2018,[cit. 2019-04-15]. Dostupné z: <http://theses.cz/id/l2rvi9/>.Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta zdravotnických studií. Vedoucí práce Mgr. Lukáš Ryba

SEZNAM OBRÁZKŮ, TABULEK, GRAFŮ A DIAGRAMŮ

Obrázek č.1 Retül nastavení posedu.....	8
Obrázek č.2 zapojení svalů při šlapání.....	10
Obrázek č.3 remove mean u m. vagus lateralis.....	25
Obrázek č.4 root mean square u m. vastus lateralis.....	25
Obrázek č.5 umístění elektrod na zadní straně dolní končetiny (příloha 55).....	40
Obrázek č.6 umístění elektrod na přední straně dolní končetiny (příloha 56).....	40
Obrázek č.7 umístění elektrod na přední straně dolní končetiny (příloha 57).....	XXIV
Obrázek č.8 umístění elektrod na přední straně dolní končetiny (příloha 58).....	40V
Tabulka č.1 nastavení výšky sedla u probanda A (příloha 1).....	I
Tabulka č.2 průměrné napětí u probanda A (příloha 2).....	I
Tabulka č.3 nastavení výšky sedla u probanda B (příloha 8).....	IV
Tabulka č.4 průměrné napětí u probanda B (příloha 9).....	IV
Tabulka č.5 nastavení výšky sedla u probanda C (příloha 15).....	VII
Tabulka č.6 průměrné napětí u probanda C (příloha 16).....	VII
Tabulka č.7 nastavení výšky sedla u probanda D (příloha 22).....	X
Tabulka č.8 průměrné napětí u probanda D (příloha 23).....	X
Tabulka č.9 nastavení výšky sedla u probanda E (příloha 29).....	XIII
Tabulka č.10 průměrné napětí u probanda E (příloha 30).....	XIII
Tabulka č.11 nastavení výšky sedla u probanda F (příloha 36).....	XVI
Tabulka č.12 průměrné napětí u probanda F (příloha 37).....	XVI
Tabulka č.13 směrodatné odchyly sm. odchylek u probanda A (příloha 44).....	XIX
Tabulka č.14 směrodatné odchyly sm. odchylek u probanda B (příloha 46).....	XX
Tabulka č.15 směrodatné odchyly sm. odchylek u probanda C (příloha 48).....	XXI
Tabulka č.16 směrodatné odchyly sm. odchylek u probanda D (příloha 50).....	XXI

Tabulka č.17 směrodatné odchylné sm. odchylek u probanda E (příloha 52).....	XXII
Tabulka č.18 směrodatné odchylné sm. odchylek u probanda F (příloha 54).....	XXIII
Graf č.1 Průběh měření svalové aktivity m. rectus femoris u všech probandů.....	27
Graf č.2 Průběh měření svalové aktivity m. gluteus maximus u všech probandů.....	28
Graf č.3 Průběh měření svalové aktivity m. biceps femoris u všech probandů.....	31
Graf č.4 Průběh měření svalové aktivity m. semitendinosus u všech probandů.....	32
Graf č.5 Průměrné napětí svalů u probanda A (příloha 3)	I
Graf č.6 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda A (příloha 4)	II
Graf č.7 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda A (příloha 5)	II
Graf č.8 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda A (příloha 6)	III
Graf č.9 směrodatná odchylné u probanda A (příloha 7)	III
Graf č.10 Průměrné napětí svalů u probanda B (příloha 10)	IV
Graf č.11 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda B (příloha 11)	V
Graf č.12 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda B (příloha 12)	V
Graf č.13 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda B (příloha 13)	VI
Graf č.14 směrodatná odchylné u probanda B (příloha 14)	VI
Graf č.15 Průměrné napětí svalů u probanda C (příloha 17)	VIII
Graf č.16 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda C (příloha 18)	VIII
Graf č.17 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda C (příloha 19)	IX
Graf č.18 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda C (příloha 20)	IX
Graf č.19 směrodatná odchylné u probanda C (příloha 21)	X
Graf č.20 Průměrné napětí svalů u probanda D (příloha 24)	XI
Graf č.21 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda D (příloha 25)	XI
Graf č.22 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda D (příloha 26)	XII

Graf č.23 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda D (příloha 27)	XII
Graf č.24 směrodatná odchylka u probanda D (příloha 28)	XIII
Graf č.25 Průměrné napětí svalů u probanda E (příloha 31)	XIV
Graf č.26 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda E (příloha 32)	XIV
Graf č.27 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda E (příloha 33)	XV
Graf č.28 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda E (příloha 34)	XV
Graf č.29 směrodatná odchylka u probanda E (příloha 35)	XVI
Graf č.30 Průměrné napětí svalů u probanda F (příloha 38)	XVII
Graf č.31 Průměrné napětí svalové skupiny 1 u probanda F (příloha 39)	XVII
Graf č.32 Průměrné napětí svalové skupiny 2 u probanda F (příloha 40)	XVIII
Graf č.33 Průměrné napětí svalové skupiny 3 u probanda F (příloha 41)	XVIII
Graf č.34 směrodatná odchylka u probanda F (příloha 42)	XIX
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda A (příloha 43)	XIX
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda B (příloha 45)	XX
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda C (příloha 47)	XX
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda D (příloha 49)	XXI
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda E (příloha 51)	XXII
Graf č.34 směrodatná odchylka sm. odchylek u probanda F (příloha 53)	XXII

PŘÍLOHY

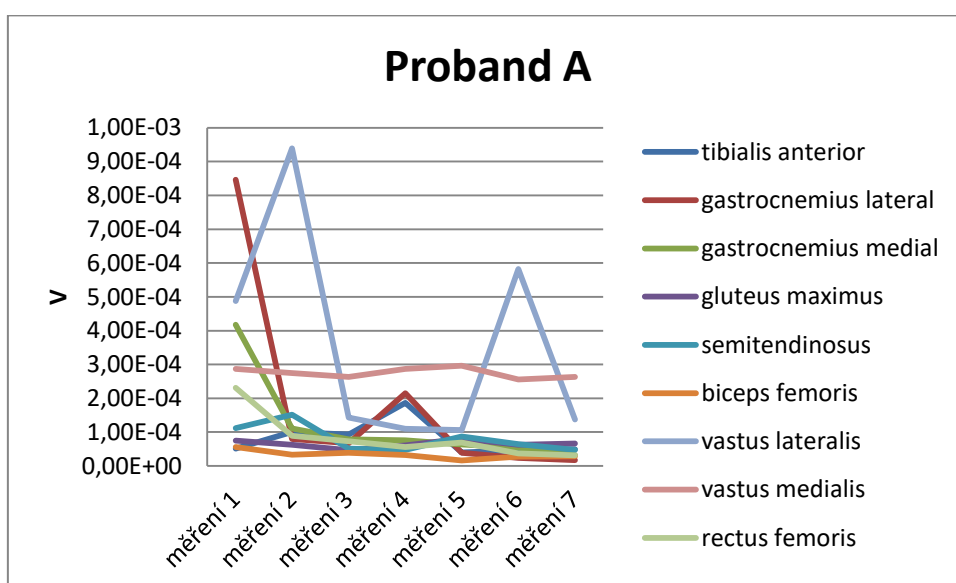
Příloha č. 1. Tabulka nastavených výšek sedla probanda A

			%	cm	zaokr.
délka	100%	98 cm	100	98	98
měření číslo		83	98	96,04	96
dominantní noha		pravá	96	94,08	94
věk		22	94	92,12	92
			92	90,16	90
			90	88,2	88
			88	86,24	86

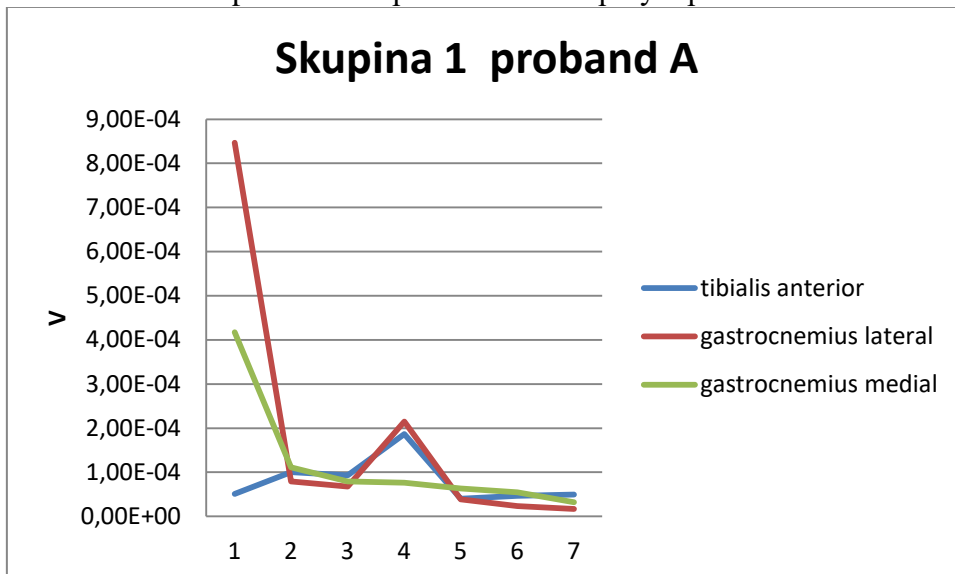
Příloha č. 2. Tabulka průměrného napětí probanda A

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	5,13E-05	0,0001	9,32E-05	0,000186	4,02E-05	4,69E-05	4,94E-05
gastrocnemius lateral	0,00084659	7,95E-05	6,75E-05	0,000215	3,88E-05	2,35E-05	1,69E-05
gastrocnemius medial	0,000417562	0,000111	7,90E-05	7,63E-05	6,32E-05	5,42E-05	3,21E-05
gluteus maximus	7,53E-05	6,23E-05	4,63E-05	6,11E-05	8,07E-05	6,25E-05	6,60E-05
semitendinosus	0,000111987	0,000152	5,11E-05	4,79E-05	8,70E-05	6,41E-05	4,74E-05
biceps femoris	5,57E-05	3,32E-05	3,93E-05	3,22E-05	1,66E-05	2,72E-05	2,86E-05
vastus lateralis	0,000487538	0,000939	1,43E-04	1,10E-04	1,06E-04	5,82E-04	1,37E-04
vastus medialis	0,000286926	2,74E-04	2,64E-04	2,87E-04	2,96E-04	2,55E-04	2,63E-04
rectus femoris	0,00023144	8,91E-05	7,32E-05	5,61E-05	6,93E-05	3,66E-05	3,14E-05

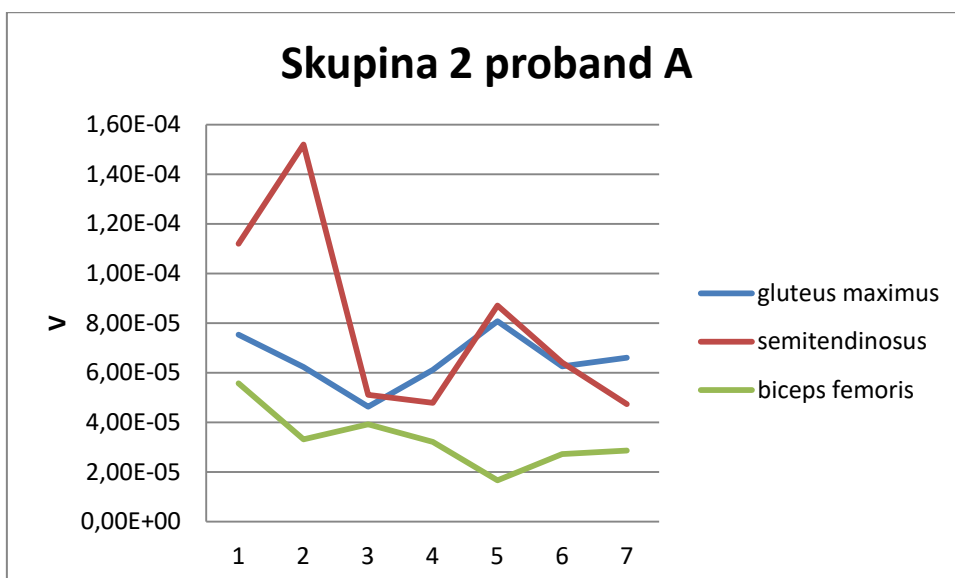
Příloha č. 3. Graf průměrného napětí probanda A



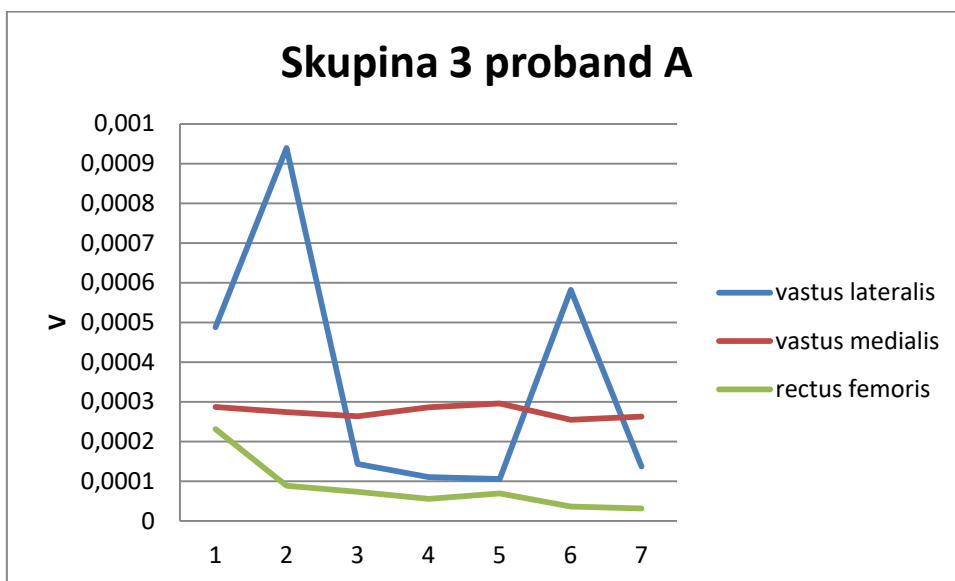
Příloha č. 4. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 proband A



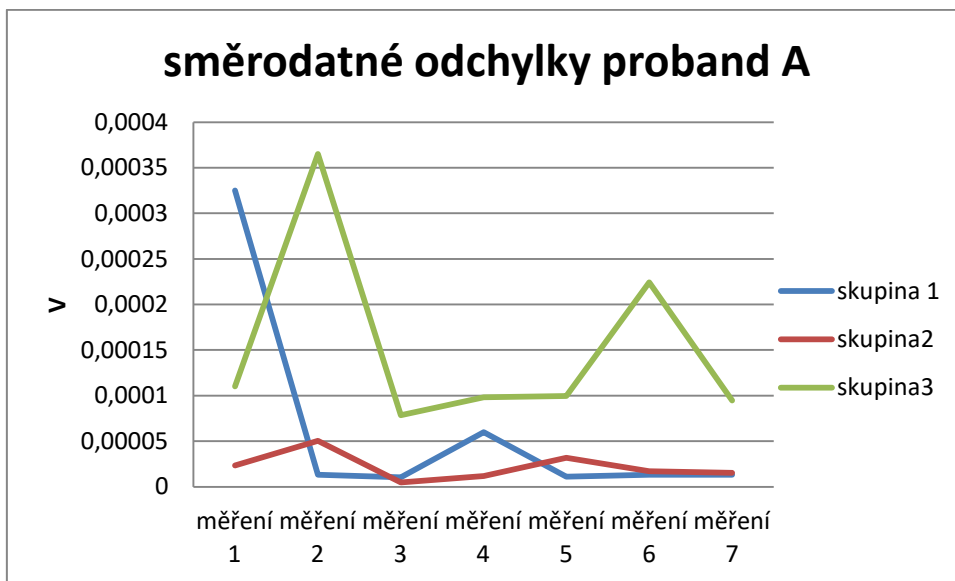
Příloha č. 5. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 proband A



Příloha č. 6. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 proband A



Příloha č. 7. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda A



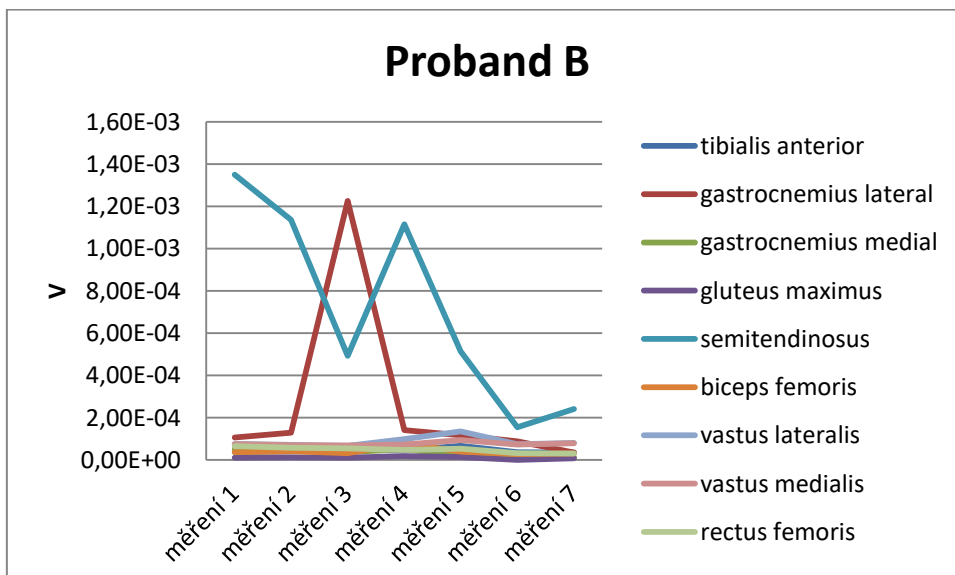
Příloha č. 8. Tabulka nastavených výšek sedla probanda B

			%	cm	zaokr.
délka	100%	101	100	101	101
měření číslo		87	98	98,98	99
dominantní noha		levá	96	96,96	97
věk		23	94	94,94	95
			92	92,92	93
			90	90,9	91
			88	88,88	89

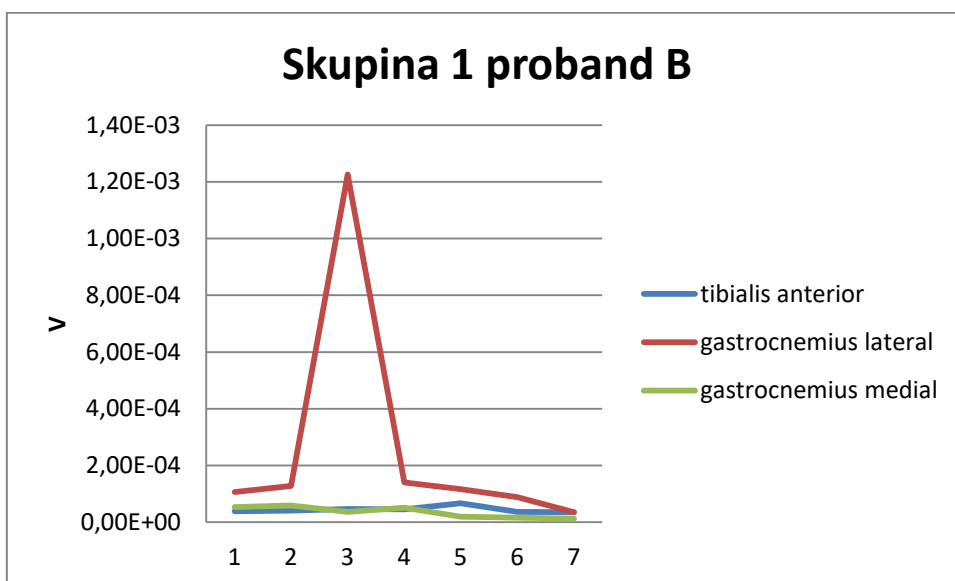
Příloha č. 9. Tabulka průměrného napětí probanda B

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	3,86E-05	4,11E-05	4,66E-05	4,49E-05	6,65E-05	3,61E-05	3,55E-05
gastrocnemius lateral	0,000106	0,000128	0,001225	0,000141	0,000116	8,86E-05	3,53E-05
gastrocnemius medial	5,34E-05	5,86E-05	3,67E-05	5,12E-05	1,90E-05	1,60E-05	1,30E-05
gluteus maximus	1,06E-05	1,25E-05	1,15E-05	1,81E-05	1,44E-05	7,01197-06	7,09E-06
semitendinosus	1,35E-03	1,14E-03	4,93E-04	1,11E-03	5,13E-04	1,55E-04	2,41E-04
biceps femoris	3,60E-05	4,08E-05	3,14E-05	7,77E-05	3,91E-05	2,69E-05	3,01E-05
vastus lateralis	7,64E-05	7,09E-05	6,73E-05	9,84E-05	1,34E-04	7,39E-05	8,05E-05
vastus medialis	7,43E-05	6,99E-05	6,83E-05	7,26E-05	9,44E-05	7,22E-05	7,95E-05
rectus femoris	6,57E-05	5,83E-05	5,44E-05	4,69E-05	5,33E-05	3,13E-05	2,99E-05

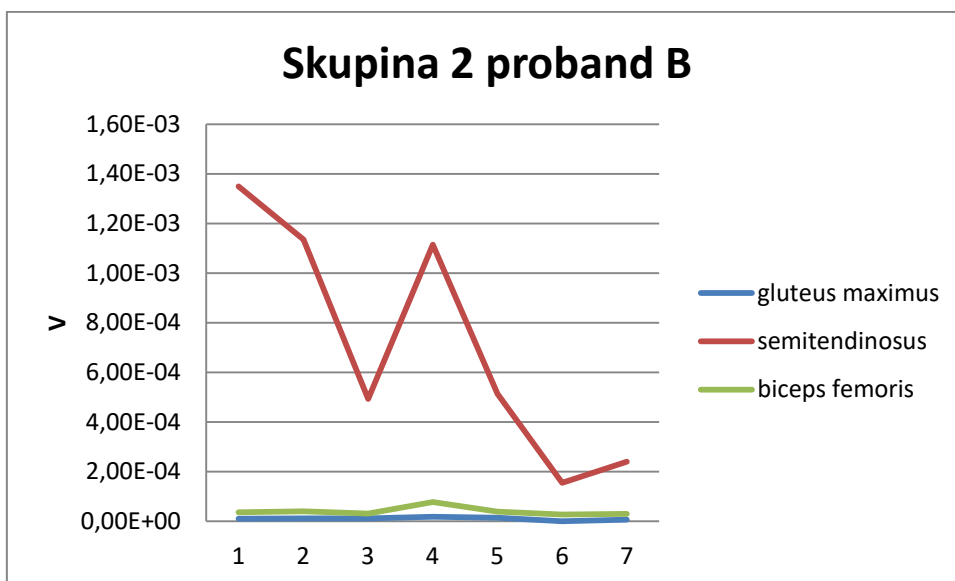
Příloha č. 10. Graf průměrného napětí probanda B



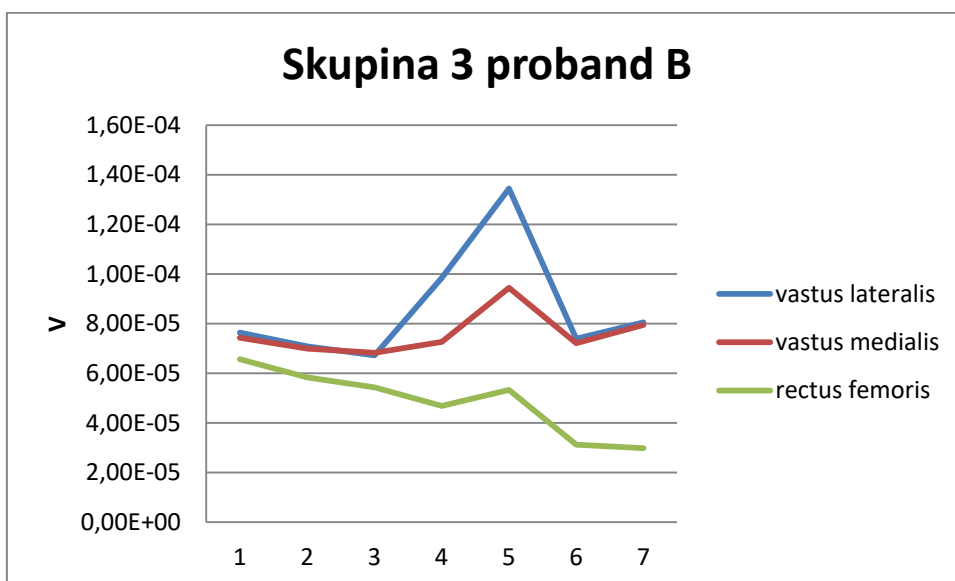
Příloha č. 11. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 proband B



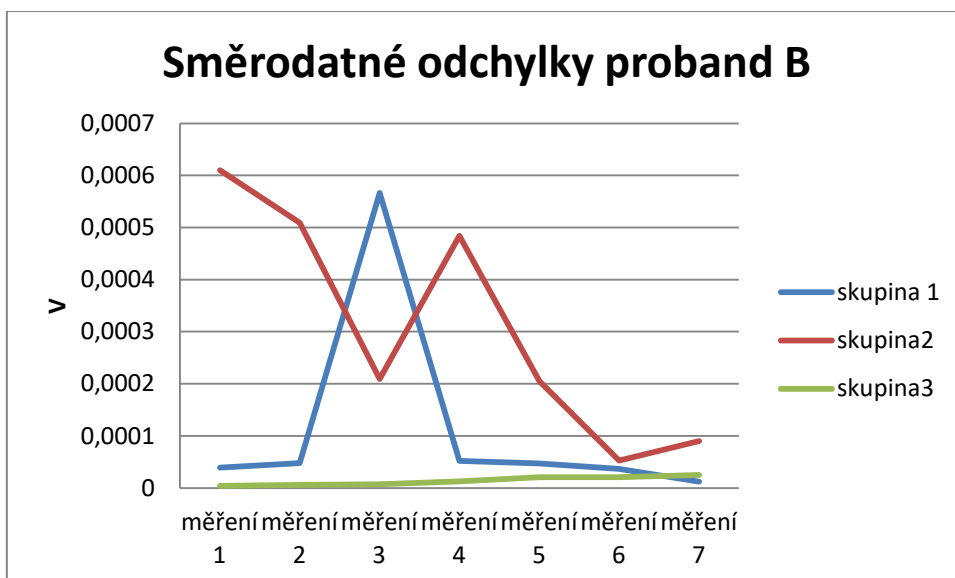
Příloha č. 12. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 proband B



Příloha č. 13. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 proband B



Příloha č. 14. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda B



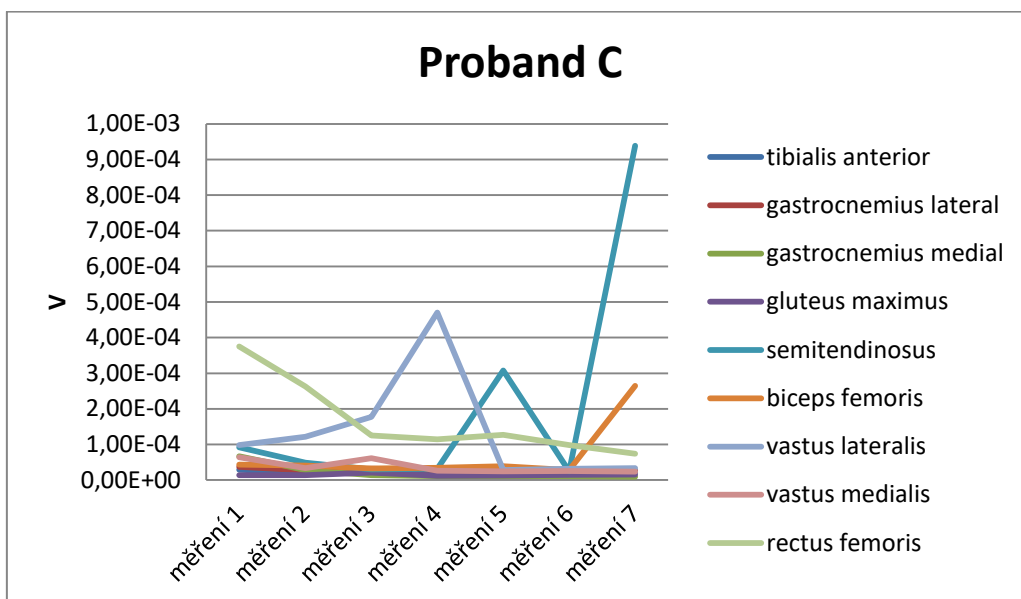
Příloha č. 15. Tabulka nastavených výšek sedla probanda C

			%	cm	zaokr.
d	100%	96	100	96	96
věk		18	98	94,08	94
dominantní noha		pravá	96	92,16	92
měření číslo		88	94	90,24	90
			92	88,32	88,5
			90	86,4	86,5
			88	84,48	84,5

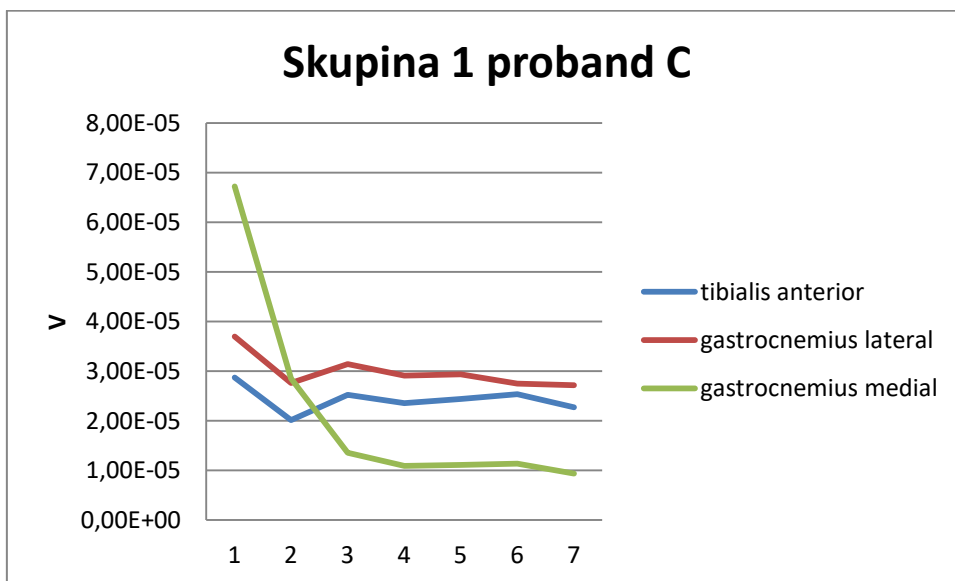
Příloha č. 16. Tabulka průměrného napětí probanda C

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	2,87E-05	2,01E-05	2,52E-05	2,35E-05	2,44E-05	2,54E-05	2,27E-05
gastrocnemius lateral	3,70E-05	2,76E-05	3,14E-05	2,91E-05	2,94E-05	2,75E-05	2,72E-05
gastrocnemius medial	6,72E-05	2,85E-05	1,36E-05	1,09E-05	1,11E-05	1,13E-05	9,37E-06
gluteus maximus	1,35E-05	1,41E-05	2,08E-05	1,17E-05	1,32E-05	1,43E-05	1,55E-05
semitendinosus	9,19E-05	4,93E-05	3,04E-05	3,19E-05	3,08E-04	2,46E-05	9,39E-04
biceps femoris	4,38E-05	4,07E-05	3,31E-05	3,44E-05	3,86E-05	2,80E-05	2,64E-04
vastus lateralis	9,87E-05	1,22E-04	1,77E-04	4,70E-04	2,85E-05	3,16E-05	3,33E-05
vastus medialis	6,41E-05	3,35E-05	6,16E-05	2,63E-05	2,45E-05	2,58E-05	2,38E-05
rectus femoris	0,000374741	0,000262792	0,000125545	0,00011409	0,000127278	9,82E-05	7,41E-05

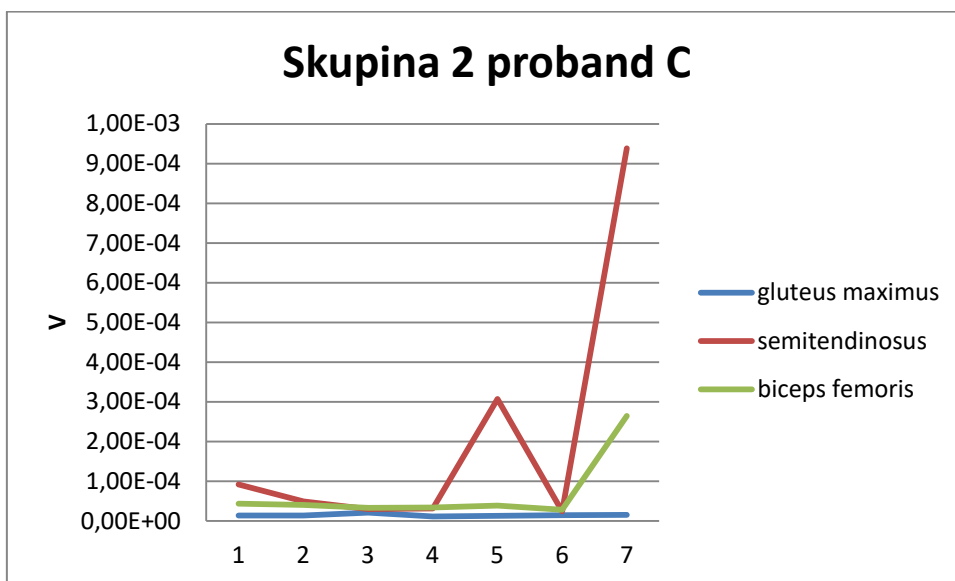
Příloha č. 17. Graf průměrného napětí probanda C



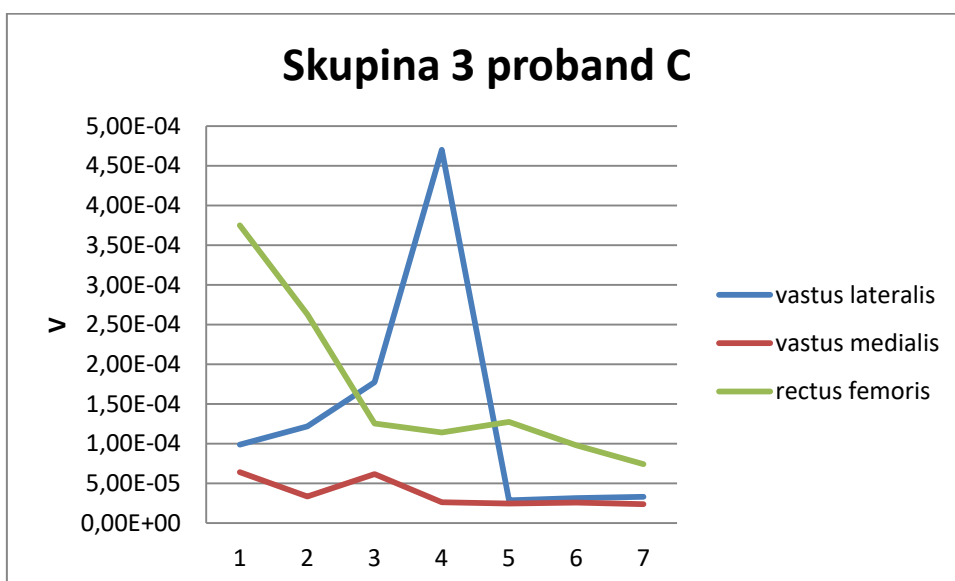
Příloha č. 18. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 proband C



Příloha č. 19. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 proband C



Příloha č. 20. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 probanda C



Příloha č. 21. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda C



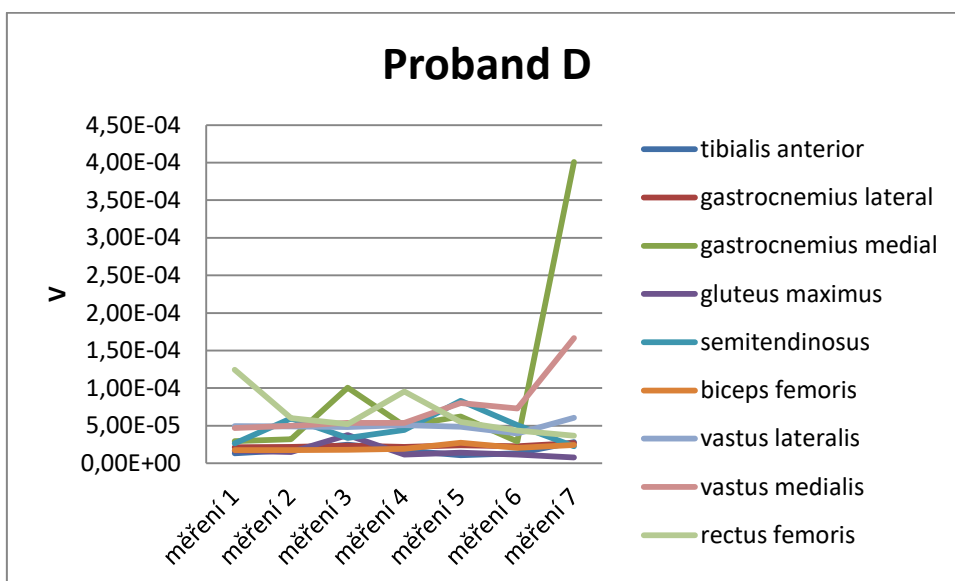
Příloha č. 22. Tabulka nastavených výšek sedla probanda D

		%	cm	zaokr.
délka	100%	99	100	99
věk		19	98	97,02
dominantní noha		pravá	96	95,04
měření číslo		89	94	93,06
			92	91,08
			90	89,1
			88	87,12

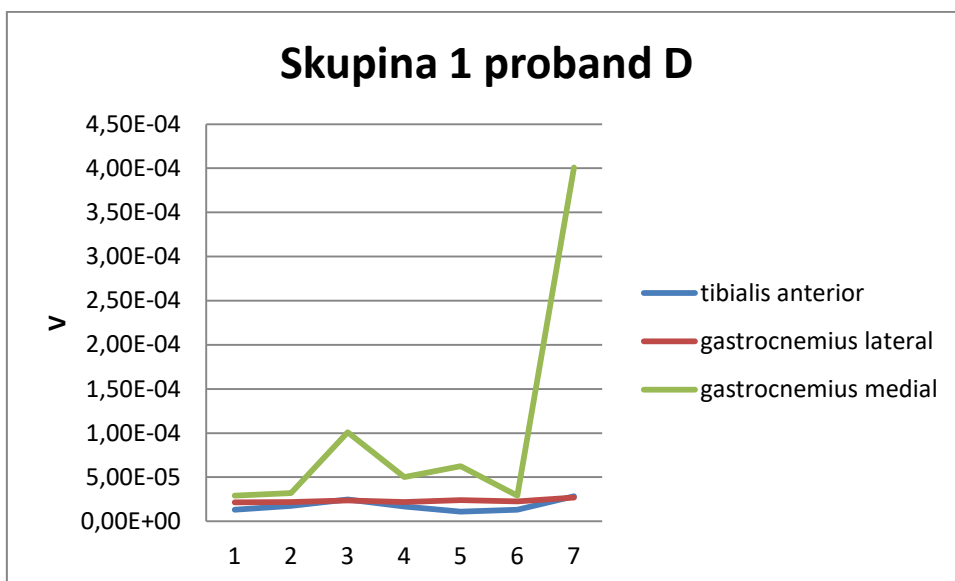
Příloha č. 23. Tabulka průměrného napětí probanda D

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	1,31E-05	1,74E-05	2,47E-05	1,69E-05	1,08E-05	1,31E-05	2,83E-05
gastrocnemius lateral	2,14E-05	2,19E-05	2,35E-05	2,17E-05	2,39E-05	2,25E-05	2,68E-05
gastrocnemius medial	2,93E-05	3,18E-05	1,01E-04	5,00E-05	6,24E-05	2,90E-05	4,01E-04
gluteus maximus	1,66E-05	1,48E-05	3,76E-05	1,14E-05	1,40E-05	1,17E-05	7,60E-06
semitendinosus	2,64E-05	5,98E-05	3,37E-05	4,43E-05	8,30E-05	5,08E-05	2,27E-05
biceps femoris	1,76E-05	1,75E-05	1,78E-05	1,93E-05	2,72E-05	2,04E-05	2,44E-05
vastus lateralis	4,95E-05	4,90E-05	4,81E-05	5,07E-05	4,85E-05	3,98E-05	6,06E-05
vastus medialis	4,70E-05	4,99E-05	5,37E-05	5,37E-05	8,02E-05	7,27E-05	1,67E-04
rectus femoris	0,000124544	6,01E-05	5,22E-05	9,53E-05	5,48E-05	4,34E-05	3,69E-05

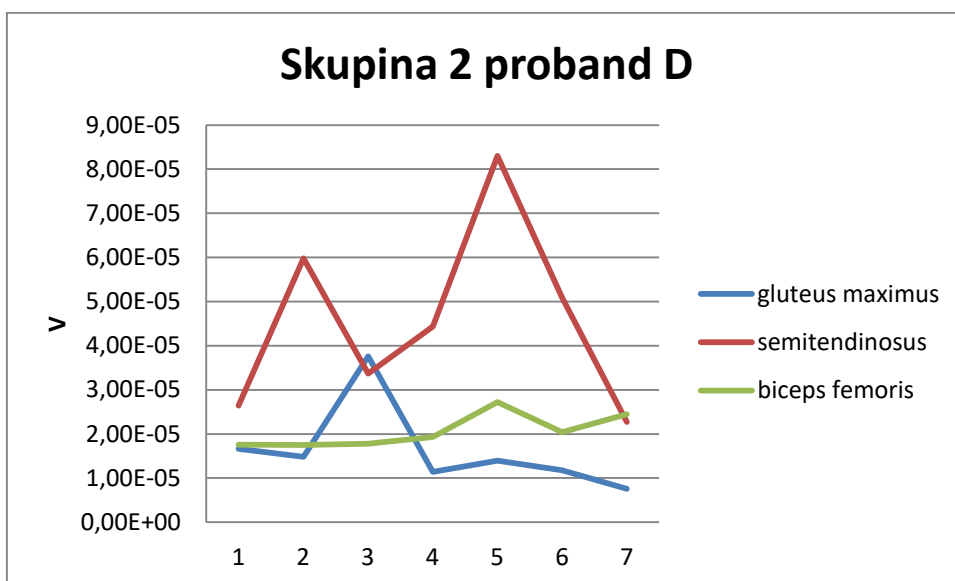
Příloha č. 24. Graf průměrného napětí probanda D



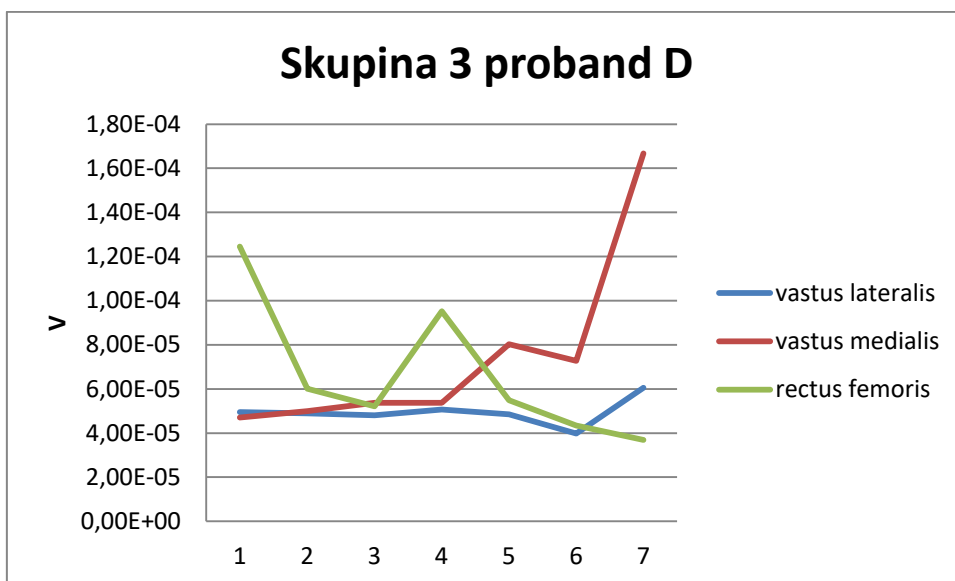
Příloha č. 25. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 proband D



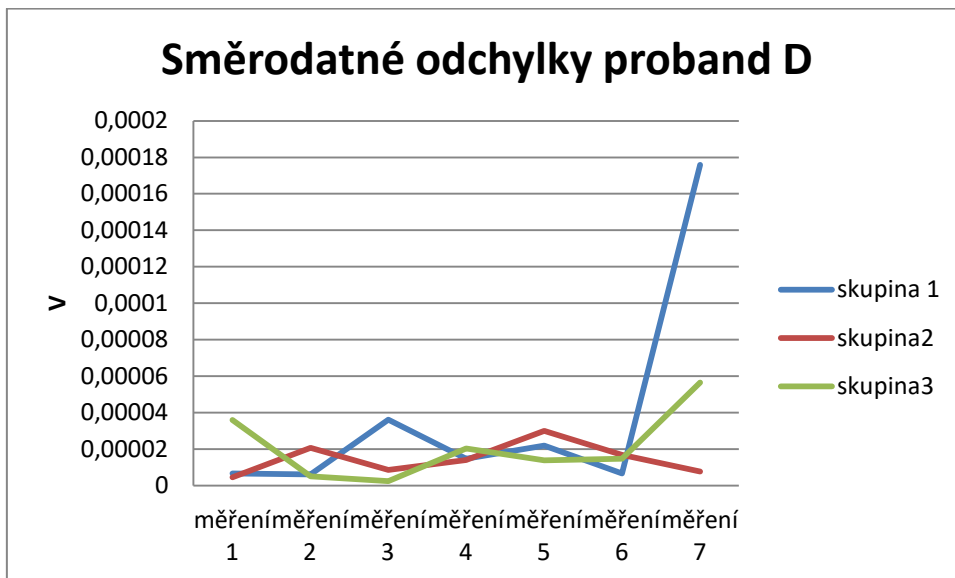
Příloha č. 26. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 probanda D



Příloha č. 27. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 probanda D



Příloha č. 28. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda D



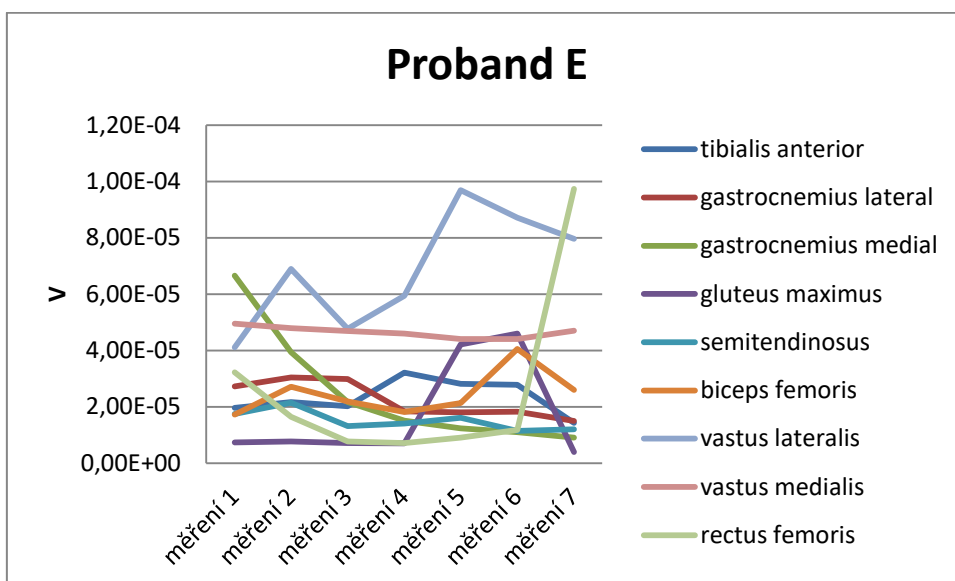
Příloha č. 29. Tabulka nastavených výšek sedla probanda E

	100%	90	%	cm	zaokr.
délka	100%	90	100	90	90
věk		22	98	88,2	88
měření číslo		90	96	86,4	86,5
dominantní noha		pravá	94	84,6	84,5
			92	82,8	83
			90	81	81
			88	79,2	79

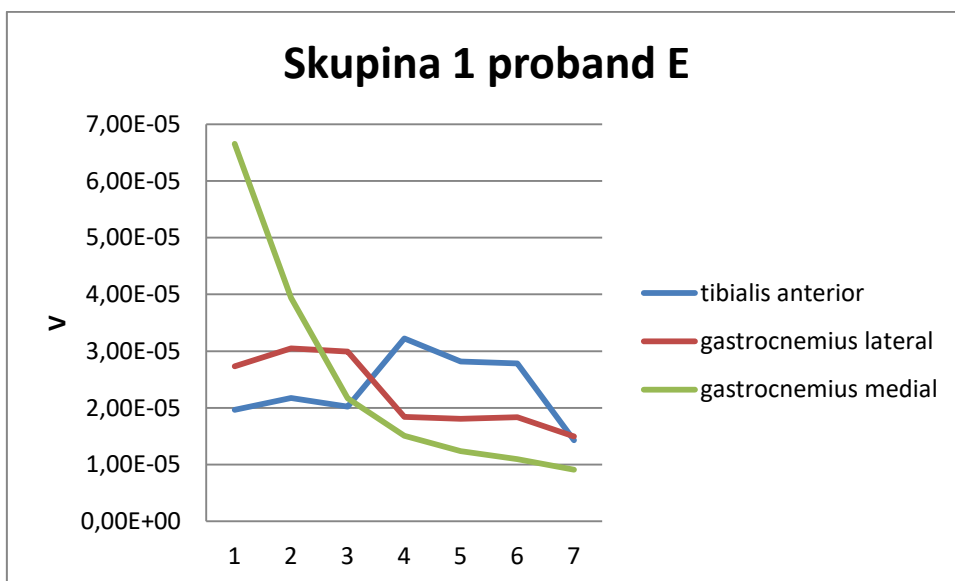
Příloha č. 30. Tabulka průměrného napětí probanda E

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	1,96E-05	2,17E-05	2,02E-05	3,22E-05	2,82E-05	2,78E-05	1,43E-05
gastrocnemius lateral	2,73E-05	3,05E-05	2,99E-05	1,84E-05	1,81E-05	1,83E-05	1,50E-05
gastrocnemius medial	6,65E-05	3,94E-05	2,17E-05	1,51E-05	1,24E-05	1,10E-05	9,12E-06
gluteus maximus	7,42E-06	7,70E-06	7,20E-06	7,10E-06	4,22E-05	4,60E-05	3,95E-06
semitendinosus	1,75E-05	2,15E-05	1,32E-05	1,41E-05	1,61E-05	1,15E-05	1,21E-05
biceps femoris	1,73E-05	2,72E-05	2,20E-05	1,81E-05	2,14E-05	4,06E-05	2,60E-05
vastus lateralis	4,11E-05	6,89E-05	4,77E-05	5,94E-05	9,69E-05	8,72E-05	7,96E-05
vastus medialis	4,95E-05	4,80E-05	4,69E-05	4,60E-05	4,41E-05	4,41E-05	4,71E-05
rectus femoris	3,23E-05	1,65E-05	7,77E-06	7,12E-06	9,14E-06	1,18E-05	9,73E-05

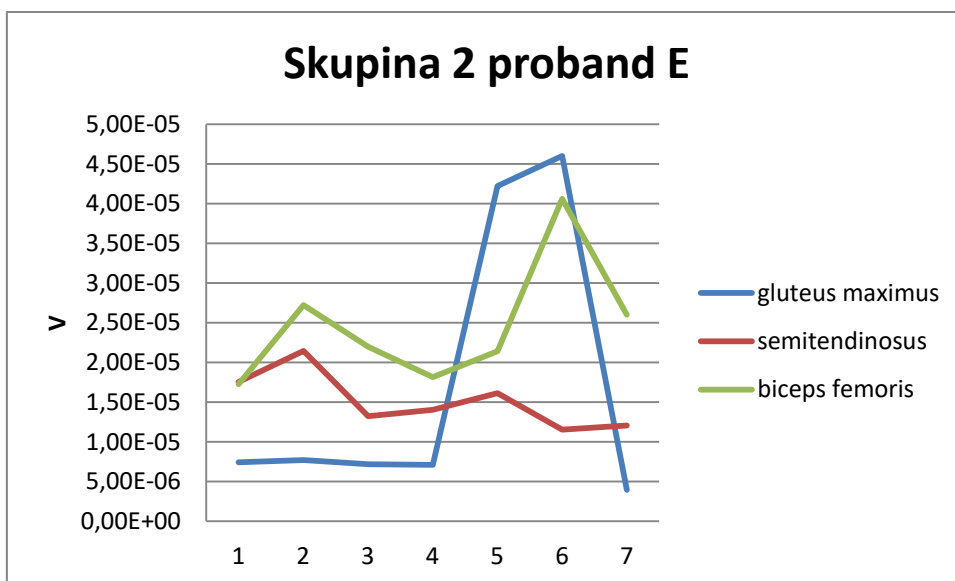
Příloha č. 31. Graf průměrného napětí probanda E



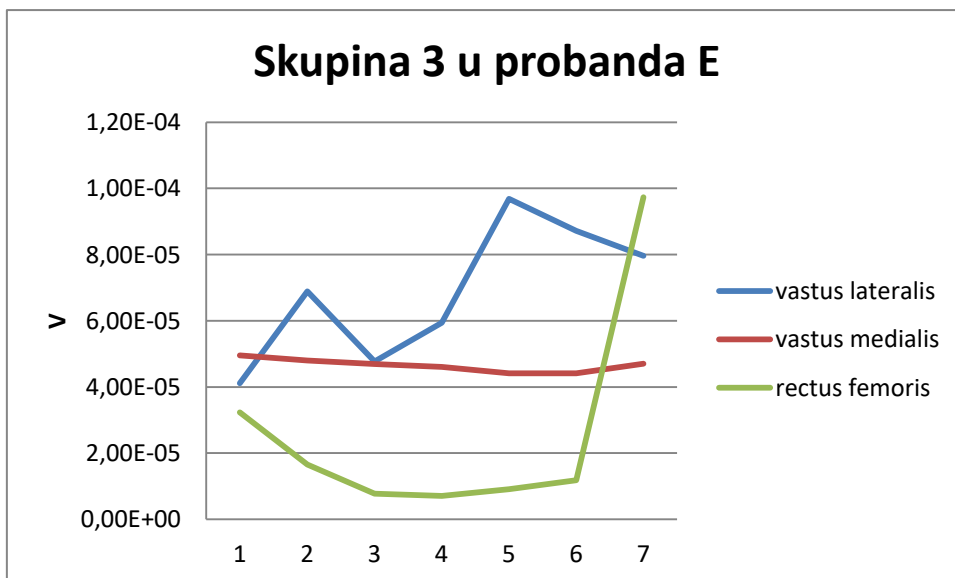
Příloha č. 32. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 probanda E



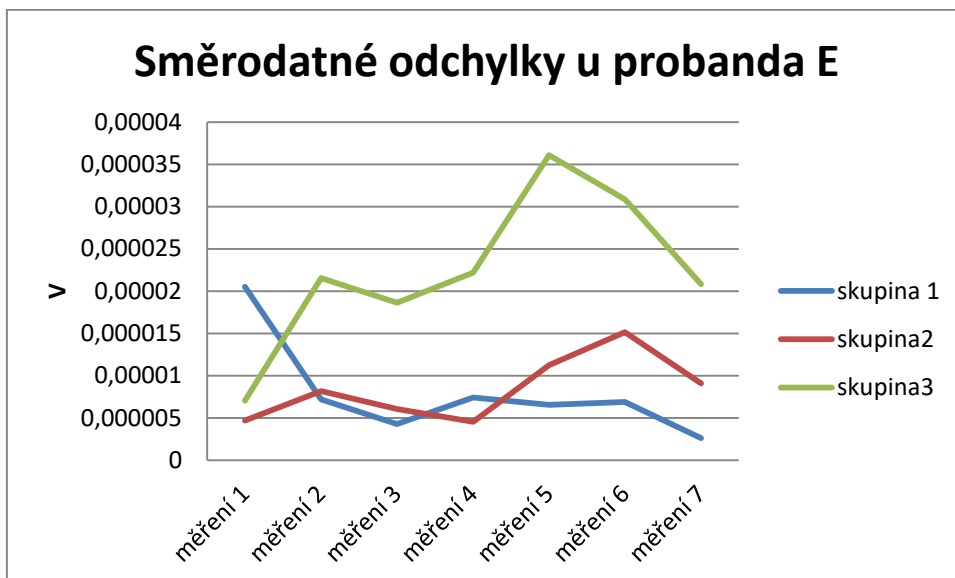
Příloha č. 33. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 probanda E



Příloha č. 34. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 probanda E



Příloha č. 35. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda E



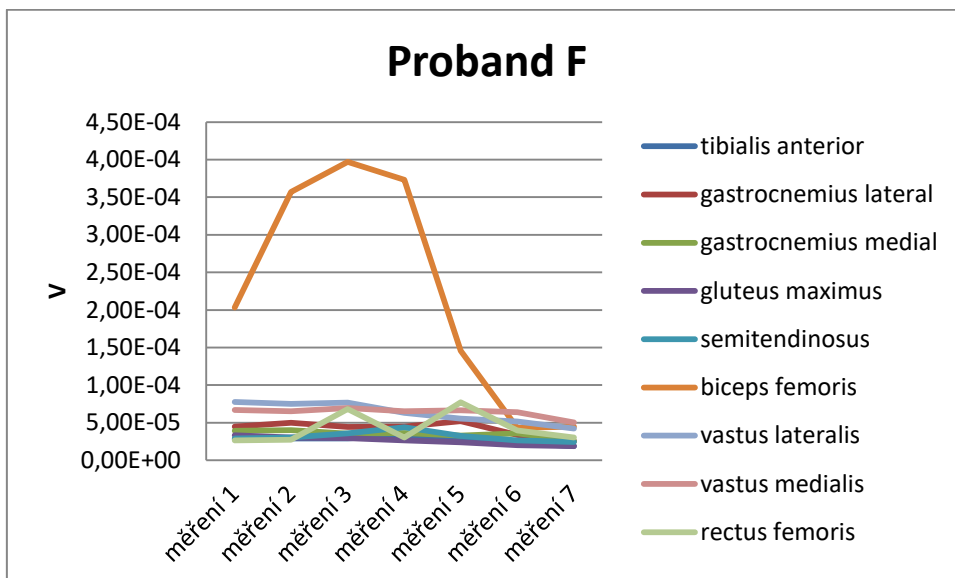
Příloha č. 36. Tabulka nastavených výšek sedla probanda F

			%	cm	zaokr.
délka	100%	96	100	96,00	96
věk		27	98	94,08	94
měření číslo		91	96	92,16	92
dominantní noha		Pravá	94	90,24	90
			92	88,32	88,5
			90	86,40	86,5
			88	84,48	84,5

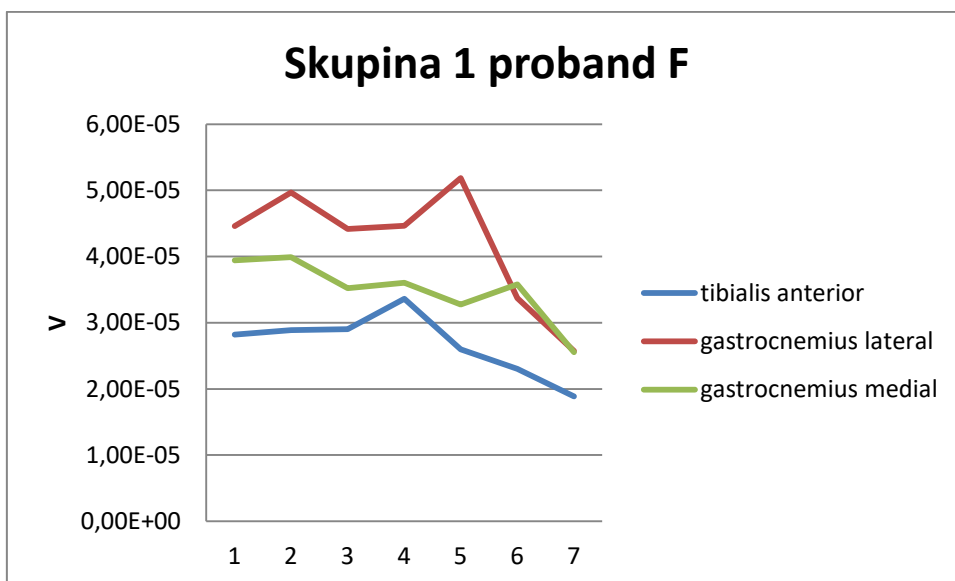
Příloha č. 37. Tabulka průměrného napětí probanda F

musculus	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
tibialis anterior	2,82E-05	2,89E-05	2,90E-05	3,36E-05	2,60E-05	2,30E-05	1,89E-05
gastrocnemius lateral	4,46E-05	4,97E-05	4,42E-05	4,47E-05	5,19E-05	3,37E-05	2,57E-05
gastrocnemius medial	3,94E-05	3,99E-05	3,52E-05	3,60E-05	3,27E-05	3,58E-05	2,56E-05
gluteus maximus	3,33E-05	3,03E-05	2,96E-05	2,65E-05	2,41E-05	1,99E-05	1,86E-05
semitendinosus	2,91E-05	3,03E-05	3,57E-05	4,40E-05	3,25E-05	2,63E-05	2,43E-05
biceps femoris	2,03E-04	3,57E-04	3,97E-04	3,73E-04	1,46E-04	4,31E-05	4,49E-05
vastus lateralis	7,75E-05	7,49E-05	7,65E-05	6,33E-05	5,56E-05	5,15E-05	4,22E-05
vastus medialis	6,71E-05	6,53E-05	6,93E-05	6,50E-05	6,65E-05	6,38E-05	5,05E-05
rectus femoris	2,64E-05	2,74E-05	6,83E-05	3,02E-05	7,71E-05	3,96E-05	3,02E-05

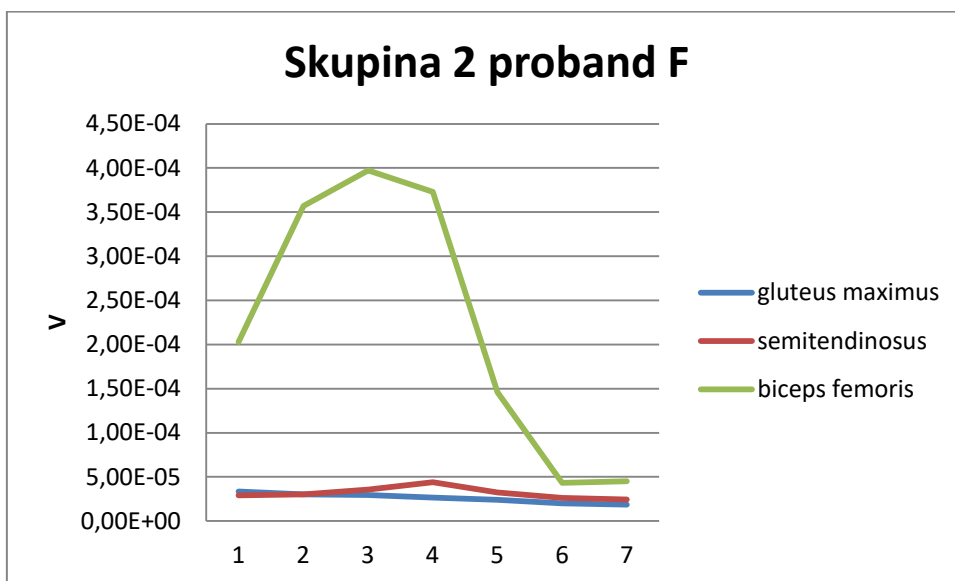
Příloha č. 38. Graf průměrného napětí probanda F



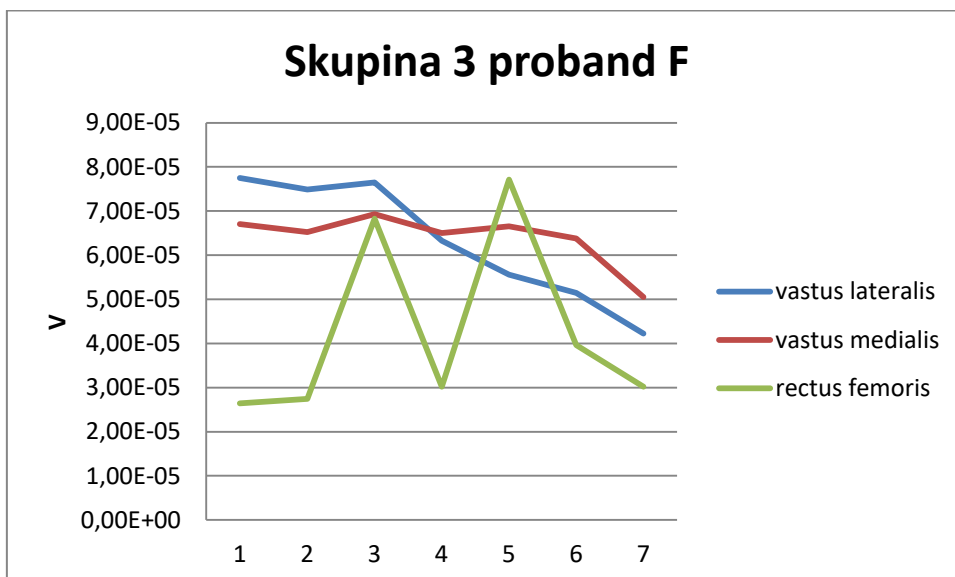
Příloha č. 39. Graf průměrné napětí svalové skupiny 1 probanda F



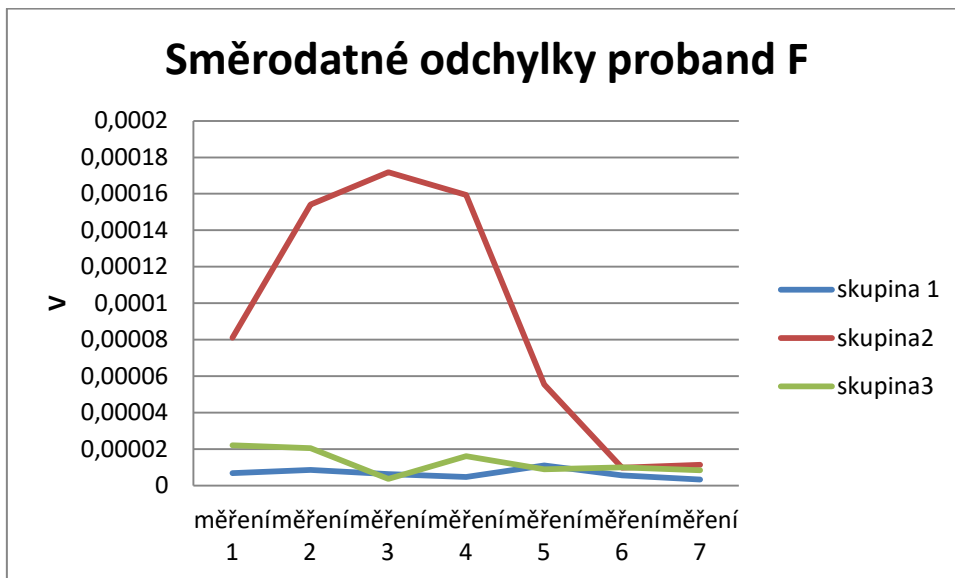
Příloha č. 40. Graf průměrné napětí svalové skupiny 2 probanda F



Příloha č. 41. Graf průměrné napětí svalové skupiny 3 probanda F



Příloha č. 42. Graf směrodatných odchylek průměr skupin u probanda F



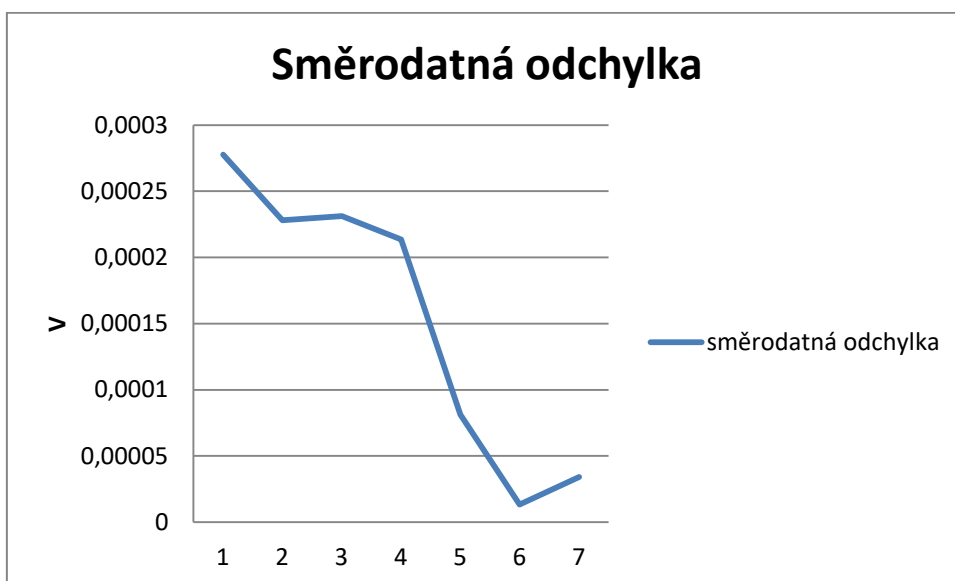
Příloha č. 43. Graf směrodatné odchylky směrodatných odchylek u probanda A



Příloha č. 44. Tabulka směrodatných odchylek u probanda A

Proband A	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	0,00032501	1,3E-05	1,05E-05	5,99E-05	1,12E-05	1,31E-05	1,33E-05
skupina2	2,33084E-05	5,06E-05	4,87E-06	1,18E-05	3,18E-05	1,7E-05	1,53E-05
skupina3	0,000110005	0,000365	7,86E-05	9,83E-05	9,94E-05	0,000224	9,48E-05
směrodatná odchylka	0,000126828	0,000158	3,35E-05	3,54E-05	3,77E-05	9,86E-05	3,8E-05

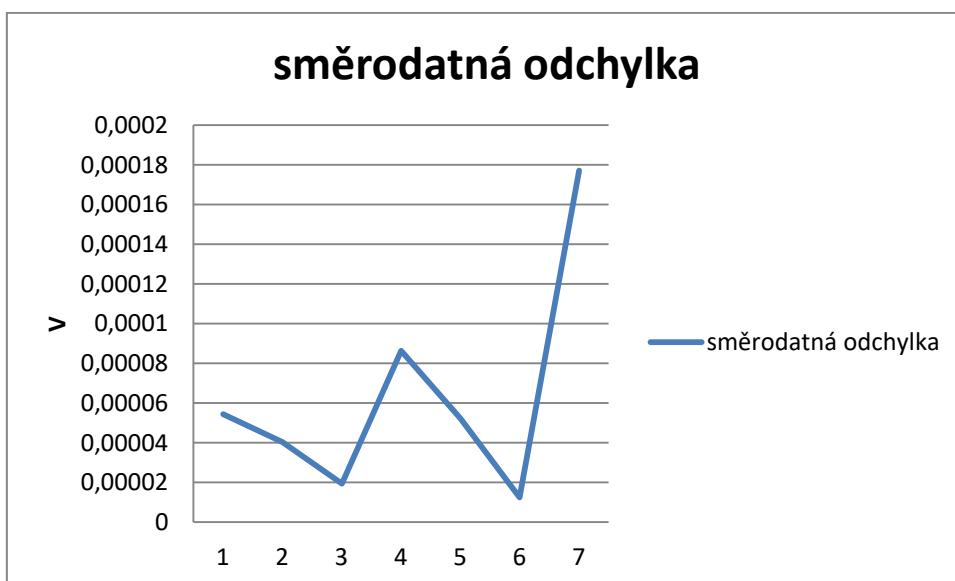
Příloha č. 45. Graf směrodatné odchytky směrodatných odchylek u probanda B



Příloha č. 46. Tabulka směrodatných odchylek u probanda B

Proband B	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	3,91E-05	4,76E-05	0,000566	5,18E-05	4,69E-05	3,63E-05	1,21E-05
skupina2	0,00061	0,000509	0,000209	0,000484	0,000205	5,29E-05	8,98E-05
skupina3	4,31E-06	5,77E-06	6,96E-06	1,29E-05	2,06E-05	2,04E-05	2,48E-05
směrodatná odchytka	0,000278	0,000228	0,000231	0,000214	8,13E-05	1,32E-05	3,4E-05

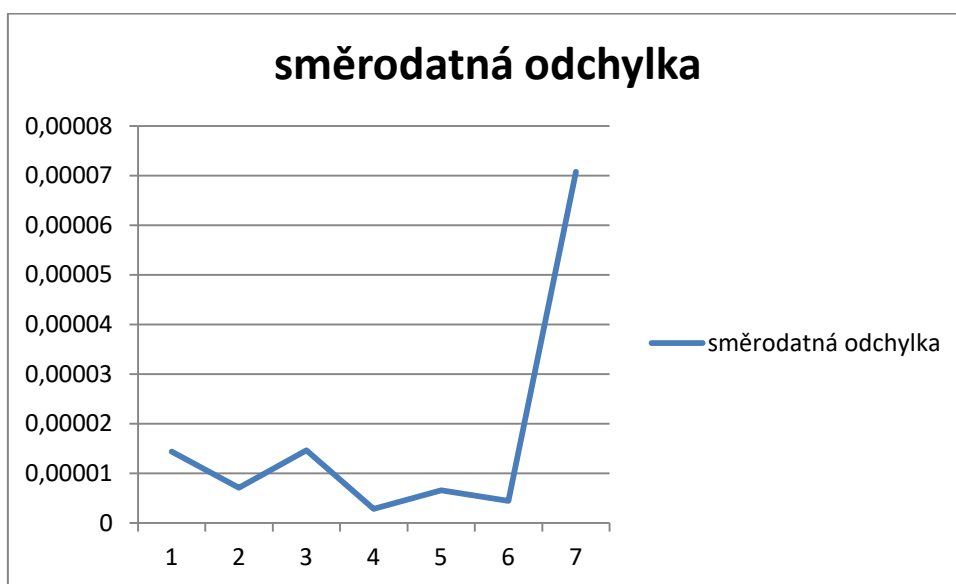
Příloha č. 47. Graf směrodatné odchytky směrodatných odchylek u probanda C



Příloha č. 48. Tabulka směrodatných odchylek u probanda C

proband C	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	1,65536E-05	3,76675E-06	7,41544E-06	7,60371E-06	7,71623E-06	7,15578E-06	7,56597E-06
skupina2	3,22633E-05	1,4984E-05	5,2508E-06	1,01744E-05	0,00013316	5,81364E-06	0,000389956
skupina3	0,000138994	9,44153E-05	4,73337E-05	0,000191938	4,75171E-05	3,28199E-05	2,1831E-05
směrodatná odchylka	5,43955E-05	4,03489E-05	1,93481E-05	8,62964E-05	5,23398E-05	1,24266E-05	0,000176994

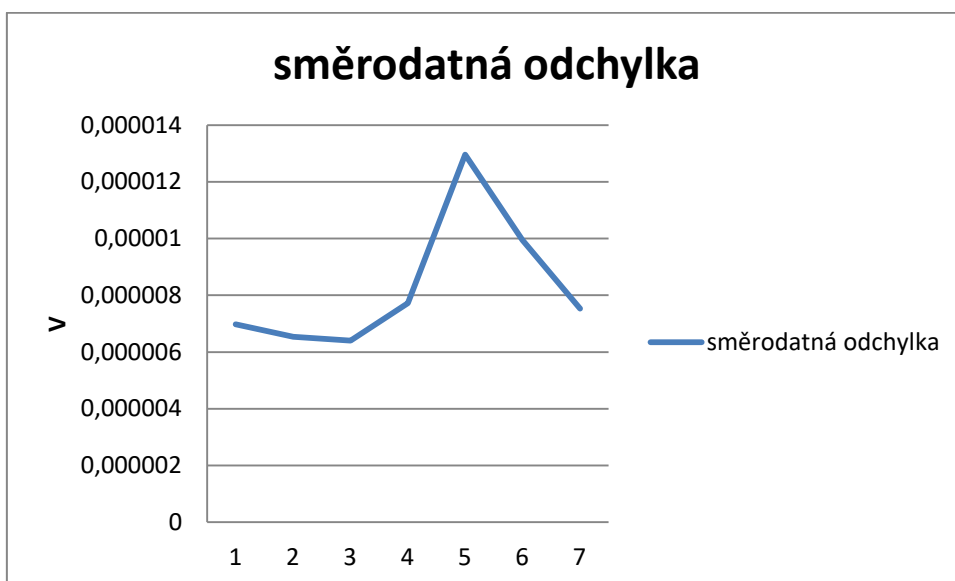
Příloha č. 49. Graf směrodatné odchylky směrodatných odchylek u probanda D



Příloha č. 50. Tabulka směrodatných odchylek u probanda D

Proband D	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	6,61719E-06	6,04066E-06	3,6144E-05	1,46038E-05	2,18966E-05	6,51059E-06	0,000175957
skupina2	4,41203E-06	2,06106E-05	8,571E-06	1,40318E-05	2,99108E-05	1,67702E-05	7,5623E-06
skupina3	3,59746E-05	5,05516E-06	2,37749E-06	2,03625E-05	1,37032E-05	1,47347E-05	5,64409E-05
směrodatná odchylka	1,43872E-05	7,11199E-06	1,46773E-05	2,85905E-06	6,61687E-06	4,43519E-06	7,07344E-05

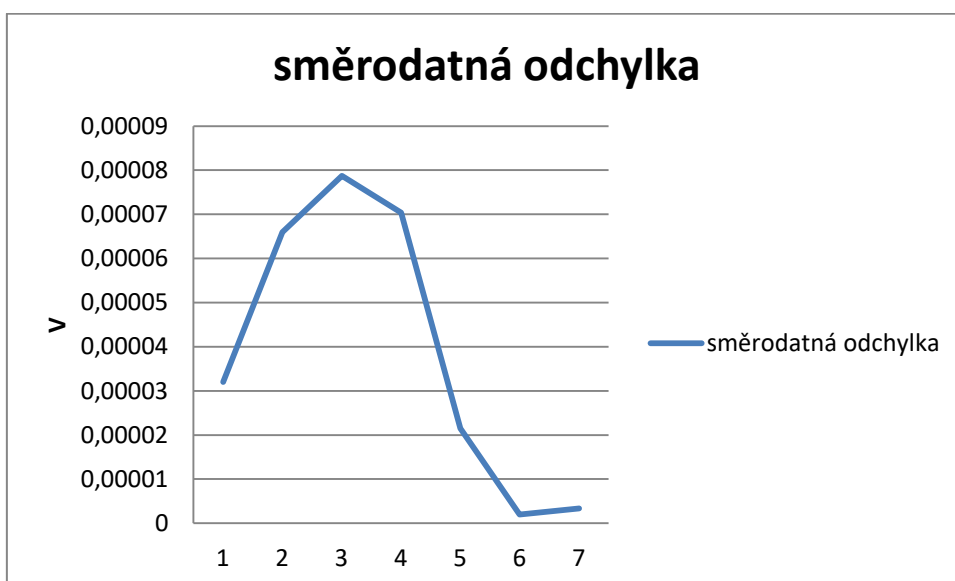
Příloha č. 51. Graf směrodatné odchytky směrodatných odchylek u probanda E



Příloha č. 52. Tabulka směrodatných odchylek u probanda E

Proband E	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	2,05322E-05	7,20982E-06	4,26836E-06	7,4157E-06	6,5418E-06	6,89883E-06	2,62074E-06
skupina2	4,70238E-06	8,18095E-06	6,06578E-06	4,55902E-06	1,12432E-05	1,51383E-05	9,10252E-06
skupina3	7,03232E-06	2,1529E-05	1,86476E-05	2,21824E-05	3,60685E-05	3,08756E-05	2,08123E-05
směrodatná odchytka	6,9782E-06	6,53326E-06	6,397E-06	7,72299E-06	1,29539E-05	9,94672E-06	7,52821E-06

Příloha č. 53. Graf směrodatné odchytky směrodatných odchylek u probanda F



Příloha č. 54. Tabulka směrodatných odchylek u probanda F

Proband F	měření 1	měření 2	měření 3	měření 4	měření 5	měření 6	měření 7
skupina 1	6,84783E-06	8,50298E-06	6,20144E-06	4,741E-06	1,09676E-05	5,58929E-06	3,19833E-06
skupina2	8,10172E-05	0,00015405	0,000171888	0,000159407	5,54834E-05	9,77455E-06	1,1295E-05
skupina3	2,2024E-05	2,04673E-05	3,64263E-06	1,60279E-05	8,81007E-06	9,88102E-06	8,34265E-06
směrodatná odchylka	3,19924E-05	6,59727E-05	7,87155E-05	7,04007E-05	2,15115E-05	1,99852E-06	3,34558E-06

Příloha č.55 obrázek umístění elektrod zadní strana dolní končetiny



Příloha č.56 obrázek umístění elektrod přední strana dolní končetiny



Příloha č.57 obrázek umístění elektrod přední strana dolní končetiny



Příloha č.58 obrázek umístění elektrod přední strana dolní končetiny

