

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
KATEDRA FYZIOTERAPIE

**ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA SVALŮ DOLNÍ
KONČETINY V ZÁVISLOSTI NA ROSTOUCÍ SVALOVÉ
ÚNAVĚ**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:
Mgr. Vladimír Hojka, Ph.D.

Vypracoval:
Bc. Lukáš Raba

Praha, 2015

ABSTRAKT

Název: Elektromyografická analýza svalů dolní končetiny v závislosti na rostoucí svalové únavě

Cíle: Cílem práce je sledovat a zhodnotit změny EMG parametrů svalů dolních končetin v závislosti na stádiu lokální svalové únavy (při cvičení na legpressu).

Metody: Studie se zúčastnilo 8 jedinců, jež absolvovali cvičení na posilovacím stroji legpress při sledování 6 svalů na obou dolních končetinách pomocí povrchového EMG. Proběhlo měření při 75% zatížení z maximální váhy, kdy probandi prováděli cvičení až do vyčerpání. Data z elektromyografu proběhla filtrací, usměrněním a vyhlazením, dále byla data pomocí rychlých fourierových transformací (FFT) zpracována a z nich jsme již mohli sledovat spektrální rozložení EMG signálu a změny amplitudy EMG, které jsme vztahovali k maximální volní kontrakci.

Výsledky: Po zanalyzování v souhrnu 48 sledovaných svalů, nastal nárůst amplitudy EMG ve 45 z nich. Z těchto svalů, které potvrdily naši hypotézu, bylo 67 % statisticky významných, dalších 6 % bylo jen těsně nad hladinou významnosti a zbylých 23 % bylo statisticky nevýznamných.

Při analýze kvartilových mezníků (Q25, Q50 a Q75) jsme měli k dispozici 144 časových řad. Z tohoto počtu nastal pokles frekvencí 135 krát. Z nich bylo statisticky významných 75 % dat. Zároveň jsme zjistili, že největší pokles frekvencí byl u mediánu a zejména u Q75 a to v 82 %.

Závěry: Studie dokázala, že v případě svalové únavy při aktivitě, tělo rekrutuje více motorických jednotek, aby daný úkon člověk zvládl provést. Zároveň se ve studii prokázalo, že při svalové únavě, dochází k vyčerpání vysoko-prahových motorických jednotek (FG svalových vláken). To se nám potvrdilo klesáním frekvencí sledovaných parametrů při spektrální analýze.

Klíčová slova: amplitudová analýza, spektrální analýza, povrchová polyelektromyografie, svalová únava

ABSTRACT

Title: EMG analysis of lower limb muscles in dependence on growing muscle fatigue

Objectives: The main objective of this thesis is monitor and evaluate changes in EMG parameters of muscles of low extremities depending on the level of local muscle fatigue (during exercise on legpress).

Methods: Study included 8 subjects who completed the exercise on weight lifting machine legpress, while we were measuring 6 muscles on lower extremities by using surface EMG. The measurement was at level 75 % of maximum weight, when probands doing exercises until he had complete muscle fatigue. Data from electromyography was processed and through them we could watch the spectral distribution of the EMG signal and changes of EMG amplitude, which we relate to maximal voluntary contraction.

Results: After analysis of all 48 measured muscles, increased of EMG amplitude occurred in 45 of them. There was 67 % statistically significant, another 6 % was really close to significant level and remaining 23 % was insignificant.

We have 144 time series in analysis of quartile milestones (Q25, Q50 and Q75). From this number decrease of frequency occurred 135 times. There was 75 % statistically significant. Then we found out that biggest decreased was in median and mainly in Q75, it was in 82 %.

Conclusions: Study proved that during activity with muscle fatigue, human body recruited more motor units to finish the movement. Another proof is that during muscle fatigue, there are fatigued high-threshold motor units (FG muscle fibers). That was confirmed by decreased of frequency in spectral analysis.

Key words: amplitude analysis, spectral analysis, surface polyelectromyography, muscle fatigue

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem svou diplomovou práci vypracoval samostatně pod vedením Mgr. Vladimíra Hojky, Ph.D a že jsem uvedl v seznamu literatury všechny použité literární a odborné zdroje. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne

Podpis:

Poděkování

Rád bych touto cestou poděkoval vedoucímu mé diplomové práce Mgr. Vladimíru Hojkovi Ph.D. za pomoc, trpělivost, odborné rady a užitečné informace, které mi pomohly během psaní této práce. Mé poděkování patří také všem zúčastněným probandům, bez jejichž spolupráce, ochoty a trpělivosti by tato práce nemohla vzniknout. Dále děkuji vyučujícím UK Fakulty tělesné výchovy a sportu v Praze za teoretické i praktické vzdělání během studia.

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením této diplomové práce ke studijním účelům. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými zdroji.

Jméno a příjmení:

Fakulta / katedra:

Datum vypůjčení:

Podpis:

Obsah

1	ÚVOD.....	10
2	TEORETICKÁ ČÁST	12
2.1	KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU.....	12
2.2	KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU	12
2.3	SVALOVÁ BUŇKA	13
2.4	AKČNÍ POTENCIÁL.....	14
2.4.1	Zákon vše nebo nic	15
2.4.2	Šíření nervového impulsu	15
2.4.3	Akční potenciál kosterního svalstva	16
2.5	NEUROMUSKULÁRNÍ SYNAPSE.....	16
2.6	MOTORICKÁ JEDNOTKA.....	17
2.6.1	Rychlé a pomalé MJ	19
2.7	HENNEMANŮV PRINCIP.....	20
2.7.1	Funkční význam odlišných MJ.....	21
2.8	ENERGETIKA SVALOVÉ KONTRAKCE	22
2.9	PRÁCE SVALU.....	23
2.10	SVALOVÁ SÍLA.....	23
2.11	ÚNAVA	24
2.12	FYZIOLOGIE TĚLESNÉ ZÁTĚŽE.....	25
2.13	PRŮBĚH ZAČÁTKU VÝKONU SVALU	25
2.14	STABILNÍ STAV	26
2.15	FAKTORY ÚNAVY	26
2.15.1	Svalové mechanismy únavy.....	27
2.15.2	Spinální mechanismy únavy	28
2.15.3	Supraspinální mechanismy únavy	29
2.15.4	Adaptivní změny během únavy	29
2.16	POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE.....	30
2.17	GENEZE ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SIGNÁLU	33
2.18	HODNOCENÍ SVALOVÉ ÚNAVY DLE EMG SIGNÁLU.....	33
2.18.1	Monitorování svalové únavy	34
2.18.2	Změny v EMG při únavě	35
2.19	ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU	36

2.19.1	Filtrace, rektifikace, integrace	37
2.19.1.1	Filtrace.....	37
2.19.1.2	Usměrnění	37
2.19.1.3	Integrace.....	38
2.19.4	Frekvenční analýza	38
2.19.5	Vlnová analýza	39
2.19.6	Rychlá fourierova transformace.....	39
3	EMPIRICKÁ ČÁST	41
3.1	CÍL PRÁCE:	41
3.2	Hypotézy:	41
4	METODIKA	42
4.1	Charakteristika	42
4.2	Výzkumný soubor	42
4.3	Postup měření.....	42
4.4	Použité metody.....	43
4.5	Zpracování signálu	43
4.6	Statistické zpracování dat.....	46
5	VÝSLEDKY	47
5.1	Analýza EMG amplitud	47
5.1.1	Proband č. 1.	47
5.1.2	Souhrn výsledků analýzy EMG amplitud.....	49
5.2	Spektrální analýza	50
5.2.1	Proband č. 1	50
5.2.2	Souhrn výsledků spektrální analýzy	55
6	DISKUZE	56
7	ZÁVĚR	60

Seznam použitých zkratek

ADT	adenosindifosfát
AP	akční potenciál
ATP	adenosintrifosfát
CNS	centrální nervová soustava
DFT	diskrétní fourierova transformace
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
dx.	dexter (pravý)
EMG	elektromyograf
FFT	rychlé fourierovy transformace
FG	fast glycolytic
FOG	fast oxidative glycolytic
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
MJ	motorická jednotka
MVC	maximální volní kontrakce
PDK	pravá dolní končetina
RF	rectus femoris
RM	repetition maximum
sin.	sinister (levý)
SO	slow oxidative
VL	vastus lateralis
VM	vastus medialis
VT	vlnová transformace

1 ÚVOD

V běžném životě provádíme většinu činností zapojením našeho pohybového ústrojí. Během těchto různých aktivit se musí vyprodukovat síla neboli intenzivnější zapojení svalů, aby se daná aktivita mohla uskutečnit. Mezi tyto činnosti patří jednak sportovní aktivity a také všelijaké druhy prací. V situaci, kdy osoba není dobře trénovaná nebo když je pro osobu zatížení příliš vysoké, se u ní může vyskytnout svalová únava. Únavu subjektivně lidský organismus vnímá jako pokles síly, nemožnost pokračovat v aktivitě při stejné intenzitě, nebo jako svalovou bolest.

V dnešní době umožňuje technika objektivní hodnocení svalové únavy. Získá se za pomoci měření signálu z povrchové elektromyografie (EMG) při zátěži. Elektromyografie je disciplína, která se zabývá detekcí, analýzou a využitím elektrického signálu, jenž vzniká při svalovém stahu. Provádí se analýza tohoto signálu, ať už v oblasti časové či frekvenční, díky které se dají zjistit cenné informace o únavě svalu. Tyto údaje lze poté vyhodnotit a získat z nich závěry. Právě tato práce se pomocí této metody hodnocení svalové únavy zabývá.

Historie elektromyografie sahá až do roku 1851, kdy Du-Bois-Reymond využil baňky s elektrolytem jako registrační elektrody a zjišťoval elektrickou odpověď ze svalu při svalové volní kontrakci.

Elektromyografie je metoda pro měření elektrické aktivity svalu a nervu, jenž daný sval řídí. Zaznamenává změnu elektrického potenciálu, k níž dochází při svalové aktivaci. K vyšetření je využit speciální přístroj zvaný elektromyograf. Přístroj zaznamená akční potenciál neboli vzruch, jenž vznikl úmyslnou aktivací svalu nebo podrážděním periferního nervu. Vytvořený vzruch se šíří nervovým vláknem, čímž aktivuje svalová vlákna a vznikne záškub svalu. Elektrody je snímají a přenáší do procesoru. Výsledkem EMG vyšetření je elektromyogram nebo také EMG křivka. Velikost a tvar EMG udává schopnost svalu odpovídat na nervové podněty. V klinické praxi se uplatňuje hlavně při symptomech svalové ochablosti, doprovázenou řadou neurologických onemocnění.

EMG dále nabízí informaci o vzorci a dynamice svalové aktivity při komplexních pohybech. Povrchová elektromyografie obráží elektrickou aktivitu svalových vláken, která jsou naráz aktivována. Individuální motorické jednotky pálí nesynchronně a při slabších svalových kontrakcích se dají v EMG občas zachytit i

příspěvky jednotlivých motorických jednotek. Při silné kontrakci zaznamenáváme povrchovými elektrodami souborný potenciál až z tisíců svalových vláken.

Centrální nervový systém z elektrofyziologického hlediska je vlastně generátor elektrické aktivity, kterou lze zaznamenat pomocí jehlové nebo povrchové elektromyografie ve svalu. Zmíněná elektrická činnost do jisté části koresponduje s výstupní svalovou silou. Vzájemný vztah ale není lineární, naopak je ovlivňován řadou změn fyziologických, mechanických a elektrických. Depolarizace a repolarizace povrchové membrány svalového vlákna je prvotní zdroj změny elektrického potenciálu uvnitř svalu. Depolarizace membrány doprovází pohyb iontů, generující elektrické pole v blízkosti svalového vlákna (Otáhal, 2003).

2 TEORETICKÁ ČÁST

2.1 KINEZIOLOGIE KYČELNÍHO KLOUBU

Kyčelní kloub provádí pohyby ve třech osách a třech rovinách. V sagitální rovině kolem příčné osy vede pohyb do flexe a extenze, ve frontální rovině kolem osy sagitální pohybuje směrem do abdukce a addukce a v transverzální rovině okolo podélné osy dělá pohyb do vnitřní a zevní rotace (Janda, 1993).

Kapandji (2011) řadí k těmto popsaným pohybům dále ještě cirkumdukci, jež je kombinací všech pohybů kyčelního kloubu provedených zároveň kolem všech tří os.

Flexe (neboli přednožení) je dopředný pohyb a jeho kloubní rozsah je do 90° při extenčním postavení kolenního kloubu. Ve chvíli kdy však kolenní kloub flektujeme, dochází tak ke snížení napětí ischiokrurálních svalů a rozsah pohybu se může zvýšit až na 150° i více. V tomto případě může dojít k situaci, že je pohyb limitován vzájemným kontaktem svalstva na ventrální straně stehna a dolní části stěny břišní (Véle, 2006; Janda, 2004).

Extenze je zpětný pohyb stehna z flexe do frontální roviny ve stejném rozsahu, ale v opačném směru. Při hyperextenzi (zanožení) se pokračuje tímto pohybem za vertikální osu těla a měla by dosáhnout maximálně 25 - 30°. Extenční rozsah pohybu je limitovaný napětím ligamenta iliofemorale, může být však limitován také zkrácením m. iliopsoas (Véle, 2006; Janda, 2004).

2.2 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub provádí pohyby do flexe, extenze v sagitální rovině a také rotační pohyb v transverzální rovině.

Při flexi dosahuje rozsah pohybu 130 až 160°, kdy aktivním pohybem je možné dosáhnout jen 140°, protože je větší pohyb limitován objemem stehna a lýtky nebo také napětím m. rectus femoris.

Opačným pohybem je extenze, u níž dosáhneme základního postavení a takzvaného uzamknutí kolenního kloubu. V případě že se dá v pohybu ještě dále pokračovat až do 15°, mluvíme pak o hyperextenzi.

Rotační pohyb je možný jen za přítomné flexe kolenního kloubu, kdy je kloub odemknutý. Zevní rotace dosahuje rozsahu 30 až 40° a vnitřní rotace 10° (Kolář, 2009; Janda, 2004)

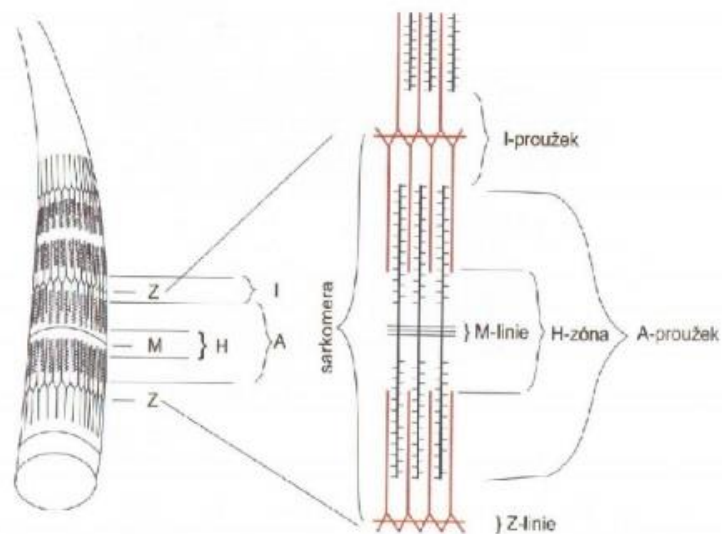
2.3 SVALOVÁ BUŇKA

Buňka kosterního svalu je vlákno, které má tvar válce o průměru cca 10 – 100 μm a o délce až 0,2 – 0,3 m. Má buněčnou stěnu nazvanou sarkolema. Mimo cytoplazmy (sarkoplazma) a dalších organel, jako je buněčné jádro, mitochondrie, lyzozomy, atd., obsahuje buňka svalu stovky kontraktálních vláken – myofibrily o průměru asi 1 μm . Kolmo na ně jsou transversální tubuly (T-tubuly), jež tvoří T-systém. Tubuly v sobě mají tekutinu s vysokým obsahem glukózy a kyslíku, díky nimž se šíří elektrické signály ze sarkolemy dovnitř buňky. Sarkoplazma obsahuje glykogen a protein myoglobin vázající kyslík. Sarkoplazmatické retikulum je tvořeno uzavřenými dutinami, tzv. cisternami, jež tvoří longitudinální tubuly podél myofibril obsahující ionty vápníku, které se vyplavují do sarkoplazmy při kontrakci vlákna. Tímto systémem se šíří akční potenciál. Myofibrily jsou tvořeny myofilamenty, tedy proteinovými vlákny. Tlustá myozinová a tenká aktinová vlákna.

Myozinové vlákno se skládá ze 150 – 160 molekul myozinu. Ty jsou asymetrické, skládající se ze dvou propletených proteinových vláken, které jsou kloubovitě spojeny s dvojdílnou globulární hlavicí. Jeden díl tvoří příčný můstek s aktinem a druhý obsahuje myozinovou ATPázu, jež štěpí ATP a uvolněná energie během této reakce se využívá při kontrakci.

Aktinové vlákno se skládá ze dvou spirálovitě stočených řetězců F-aktinu, jež je polymerem G-aktinu. Filamenta aktinu mají aktivní místa pro vazbu na myozinové hlavice. Vlákna nasedají na Z linii (příčné linie) a vyčnívají mezi myozinová.

Při podrobnějším pohledu na myofibrilu si jde všimnout více druhů příčného pruhování. Pravidelné střídání dvou typů myofilamentů se jeví v podélném řezu jako příčné tmavé a světlé pruhy. Jsou to tmavé anizotropní A - pruhy, jež jsou barvitelné, tvořeny převážně myozinovými vlákny. Délka A – pruhu se během kontrakce nemění. Nebarvitelné jsou světlé izotropní I – pruhy obsahující pouze aktinová vlákna. Jeho délka se během kontraktálního cyklu zkracuje. I - pruhy jsou v prostředku rozděleny tmavším pruhem Z – diskem. Část myofibrily mezi dvěma Z – disky je sarkomera a je jejím základním kontraktálním elementem. Střední oblast A – pruhu s myozinovými vlákny se označuje jako H – pruh, který je světlejší. Při kontrakci se tento pruh zkracuje.



Obr. 1. Uspořádání zón sarkomery (Kittnar, 2011).

Mezi svalovými vlákny neexistuje můstkové spojení, tedy vlákna netvoří žádné větve. Kosterní sval je složen ze svazků svalových buněk uložených v matrici spojovací tkáně, nazvaná endomysium. Tkáň, která rozděluje jednotlivé svazky, se nazývá perimysium. Úplný sval, který je tvořen velkým počtem těchto svazků, je obklopen vnější vrstvou tzv. epimysium. Sval je spojen s kostí fascií a šlachou. Kontrakcí kosterního svalu vzniká pohyb (Kittnar, 2011)

2.4 AKČNÍ POTENCIÁL

Buněčná membrána excitabilních nervových i svalových buněk je nositelem elektrického náboje se schopností tento náboj přechodně měnit. Tuto přechodnou a rychlou reakci na podráždění nazýváme akční potenciál. Při elektromyografickém vyšetření zaznamenáváme změnu akčního potenciálu při jeho průchodu nervem nebo svalem (De Luca, 2002).

Akční potenciál je vysvětlován tak, že následkem podráždění se otevřou iontové kanály a tím se změní propustnost membrány. Pro draselné ionty K^+ stoupne propustnost jen lehce, ale pro sodné ionty Na^+ stoupne propustnost 600 krát. Následkem toho začnou rychleji proudit kladné ionty Na^+ z mimobuněčného prostředí dovnitř buňky, než K^+ opačným směrem. Tím se vyrovná záporný náboj uvnitř buňky a potenciál vzrůstá od záporné hodnoty klidového potenciálu k hodnotám nulovým, až se stane kladným, neboli dojde k transpolarizaci. V následné klesající fázi se stane

membrána propustnější pro K^+ ionty a tím se membránový potenciál vrátí do klidové hodnoty (Smith, 2005).

Když se depolarizací sníží hodnota klidového potenciálu pod tzv. prahový potenciál, odpoví nervové vlákno (nebo svalové) vznikem akčního potenciálu. Mezi prahovým a klidovým potenciálem je rozdíl přibližně mezi 5 až 15 mV (Kleinpenning, 1990).

2.4.1 **Zákon vše nebo nic**

Akční potenciál vzniká v excitabilní buňce ve chvíli, kdy je vyvolán podnětem, jenž stačil snížit absolutní hodnotu klidového potenciálu na hodnotu potenciálu prahového nebo jiným silnějším nadprahovým podnětem. Tento fakt je vyjádřen jako platnost zákona „vše nebo nic“ Průběh vzniku AP je energeticky nenáročný.

Zákon vše nebo nic vlastně zjednodušeně říká, že vzruch nemůže být velký nebo malý, krátký nebo dlouhotrvající. Ale že mohou nastat jen a pouze dva případy. A to, že buď vzruch vznikne s maximální intenzitou, nebo vůbec nevznikne.

Po uskutečnění AP nastává absolutní refrakterní období, trvá asi 1ms, během níž nelze vyvolat nový AP. Další je relativní refrakterní období, trvá 10-15 ms, kdy musí být potenciál vyvolaný nadprahovým podnětem (Guyton, 2006).

2.4.2 **Šíření nervového impulsu**

Když dojde v určitém místě axonu ke vzniku změny potenciálu membrány, šíří se tato změna do obou směrů. Se vzdáleností dochází k exponenciálnímu poklesu změny. Při tomto pasivním šíření je rychlost poklesu dána transmembránovým odporem, který je závislý na myelinizaci axonu a hustotě iontových kanálů, a elektrickým odporem uvnitř axonu, který je závislý na šířce daného axonu. Při podprahovém podnětu je v jisté vzdálenosti od místa vzniku už neměřitelný. Je-li podnět nadprahový, vzniká AP, jež změní membránový potenciál, který je i přes klesání se vzdáleností schopný zažehnout AP ve vedlejší oblasti axonu a tím se přenáší informace dál podél axonu (Bullock, 1978).

Takže AP vznikají při nadprahové změně potenciálu membrány s maximální frekvencí 500 až 1000 impulzů za sekundu. Nepotřebují přijímat zdroj buněčné energie. Rychlost šíření je vyšší, čím větší je průměr axonu. Axon o velikosti průměru 20 μm dosahuje rychlosti kolem 100 m/s a u nemyelinizovaný axon o průměru 1 μm asi 1 m/s.

Elektrickou izolaci od mimobuněčného prostředí tvoří kolem axonu myelinová pochva. Tudíž v myelinizovaných částech proud neprojde přes membránu axonu a k zřetelnému transmembránovému iontovému toku může dojít jen v oblastech nazvaných Ranvierovy zářezy. U myelinizovaných axonů jsou AP generovány v Ranvierových zářezech. Tam jsou umístěné sodíkové kanály, které plní hlavní úlohu při vzniku AP. Potenciálová změna se dostává k sousednímu zářezu, tam vznikne další AP a tímto způsobem AP „skáče“ od zářezu k zářezu až dosáhne presynaptického zakončení (Silverthorn, 2009).

2.4.3 Akční potenciál kosterního svalstva

Klidový membránový potenciál kosterního svalu se ustavuje obdobně jako klidový potenciál membrány nervového vlákna. Při kontrakci svalu v něm vzniká a šíří se AP, podobným způsobem jako u nervových buněk. Příkazy ke kontrakci kosterního svalu přichází od zakončení axonu motorického nervu. Odlišné axony jsou svým zakončením připojeny na různý počet svalových vláken. Jeden axon, který ovládá svalová vlákna, vytváří tzv. motorickou jednotku. Funguje na principu „vše nebo nic“, tím pádem jsou aktivována všechna vlákna jedné motorické jednotky skoro současně. Změnou frekvence AP nebo změnou počtu aktivních motorických jednotek se získá různý svalový tonus (Waxman, 2007).

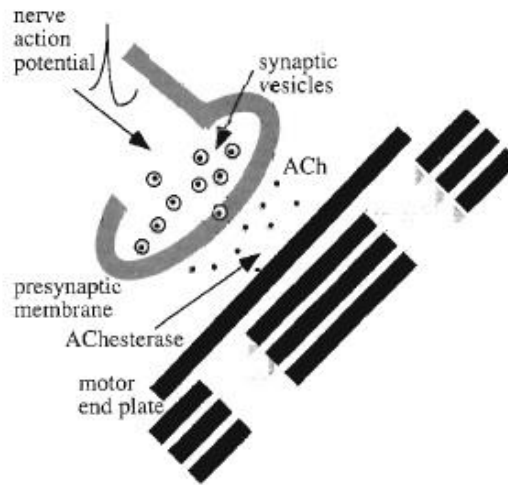
První logickou dedukci toho, že svaly musí vykazovat elektrickou aktivitu, dokumentoval Ital Francesco Redi v r. 1666. Předpokládal, že rána od rejnoka elektrického má svůj původ v jeho svalech (Keller, 1999).

Vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí poprvé pozoroval Luigi Galvani v r. 1791. Depolarizoval svaly žabího stehýnka tím, že se jich dotknul kovovou tyčí. I když se v interpretaci svých pokusů mýlil tím, že vzniklý galvanický článek považoval za projev „živočišné elektřiny“, přesto je možno jeho pozorování považovat za zrození elektroneurofyziologie (Basmajian, 1985).

2.5 NEUROMUSKULÁRNÍ SYNAPSE

Neuromuskulární synapse je oblast kontaktu mezi jednotlivými presynaptickými a svalovými vlákny. Tato vlákna jsou u sebe tak blízko, že synaptická štěrbina je asi jen 500 nm široká. Presynaptická membrána axonu má aktivní zóny, které obsahují několik synaptických váček s neurotransmiterem acetylcholinem a také vysokou koncentraci

mitochondrií, které uchovávají a zásobují molekuly, které jsou metabolizovány a získávají energii.



Obr. 2. Presynaptická membrána, synaptická štěrbina a postsynaptická membrána
(Latash, 2008)

Když dá CNS příkaz k vyvolání svalové kontrakce, signál přejde k neuronům v míše a ty jejich dlouhými axony příslušných svalů tyto svaly inervují. Akční potenciál je veden vysokou rychlostí přes tato široká eferentní vlákna až do místa větvení. Tam AP podráždí každou větev, která doručí AP přibližně ve stejnou chvíli do presynaptické membrány. Neuromuskulární synapse je povinná, to znamená, že presynaptický AP vždy vyvolá postsynaptický AP a vyvolá proces svalové kontrakce. To je dosaženo zesílením přichozícího signálu chemickým mechanismem (Rothwell, 1994; Latash, 2008).

Takzvané motorické body, jež představují nejnižší práh pro iritaci svalu, byly objeveny v 19. století. Krause, po němž jsou pojmenované kožní receptory, tvrdil, že motorické impulzy jsou přeneseny do svalu přes ploténky, jež už dříve popsal Kühne. Piper na přelomu 19. a 20. století zaznamenal volní svalovou aktivitu jako opakované akční potenciály (Kamen, 2010).

2.6 MOTORICKÁ JEDNOTKA

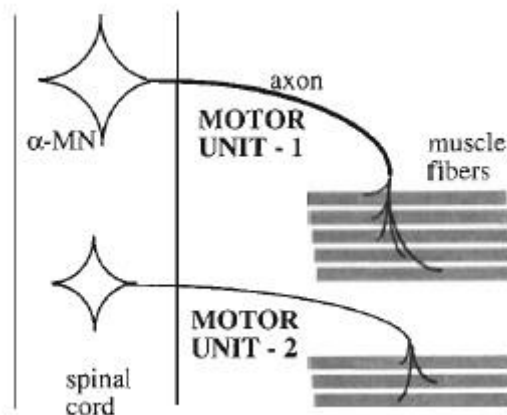
Motorická jednotka (MJ), jež se skládá z různého počtu svalových vláken, tvoří hlavní funkční část svalové aktivity. V procesu svalové kontrakce nastává

časoprostorová aktivace MJ, jejichž elektrickou sumační odpověď nacházíme prostřednictvím elektromyografie (Pánek, 2009).

Nejmenší funkční jednotka neuromuskulárního systému je motorická jednotka. Neurální buňky v míše, které inervují svaly, se nazývají alfa-motoneurony. Jejich axony se na konci větví a každý inervuje několik svalových vláken. Každý neuron dodržuje zákon vše nebo nic. Je zde synchronizace, kdy dojde ke kontrakci všech svalových vláken inervovaných jedním alfa-motoneuronem v reakci na každý dodaný akční potenciál, který byl dodán axonem motoneuronu.

MJ se liší ve své velikosti, a to se týká jak velikosti motoneuronu, tak i počtu svalových vláken inervovaných motoneuronem. Tyto dva parametry jsou ve vzájemném stavu, tedy velké motoneurony inervují více svalových vláken než ty menší. Počet inervovaných vláken se pohybuje v širokém rozmezí od 10 (svaly oka) po 1000 (velké posturální svaly).

S věkem se počet motoneuronů snižuje. Proces reinervace vede ke zvýšení rozměru jedné MJ a odpovídajícímu zvětšení poměru inervace (Latash, 2008).



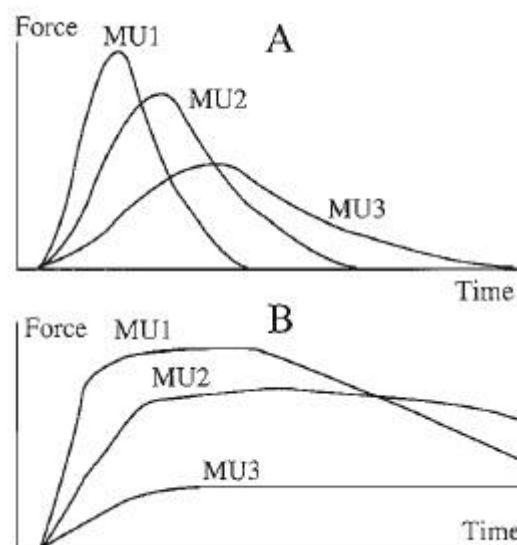
Obr. 3. Schéma motorické jednotky (Latash, 2008)

Pro volní aktivaci MJ je charakteristické, že tzv. „pálí“, semirytmicky, tudíž přibližně o stejné frekvenci. Při zvýšení volní kontrakce dojde ke dvěma paralelním dějům, a to je jednak k časovému náboru vedoucímu ke zvyšování frekvence pálení z počáteční frekvence kolem 4-5 Hz až k frekvenci zhruba 50 Hz (tetanický stah), a jednak k prostorovému náboru MJ, kdy dojde k aktivaci jiných ještě neaktivovaných MJ s vyšším prahem dráždivosti. Při maximální kontrakci fyziologicky dostaneme tzv. interferenční vzorec, jenž je typický „překrýváním“ elektrické aktivity dílčích MJ.

Hustota interferenčního vzorce je měřítkem počtu funkčních MJ (Bednařík a kol., 2001).

2.6.1 Rychlé a pomalé MJ

MJ se neliší jen velikostí, ale také jejich kontraktilními vlastnostmi. Používají se dva základní testy, které popisují funkční vlastnosti motorických jednotek. Jeden z nich je zášubová kontrakce a druhá je únava. Na obrázku 4A můžeme vidět kontrakci tří MJ. Vidíme, že každá má jinou velikost síly a také odlišný čas, kdy dosáhne vrcholu síly. Je zřejmé, že třetí MJ trvá dokončení celé kontrakce nejdéle a vytvoří nejmenší sílu, zatímco první MJ je první, která dosáhne vrcholu síly a navíc dosáhne nejvyšší síly. Jestliže jsou tyto motorické jednotky stimulovány na vyšší frekvenci, vyprodukují tetanickou kontrakci. Na obrázku 4B vidíme, že když budou stimulované delší dobu, dojde i ke změně jejich kontrakční síly související s únavou. Na obrázku je patrné, že změny úrovně síly u MJ2 a 3 jsou malé. Oproti tomu úroveň síly MJ1 znatelně poklesla (Rothwell, 1994).



Obr. 4A a 4B Typy motorických jednotek (Latash, 2008)

Proto můžeme dělit motorické jednotky na 3 typy. Motorická jednotka typu MJ1 je nazývána *rychle kontraktilní, unavitelná (FG – fast glycolytic)*; další MJ2 je typ nazývaný *rychle kontraktilní, odolný únavě (FOG – fast oxidative-glycolytic)*; a poslední typ MJ3 je nazývaný *pomalou kontraktilní, odolný únavě (SO – slow oxidative)*(Latash, 2008).

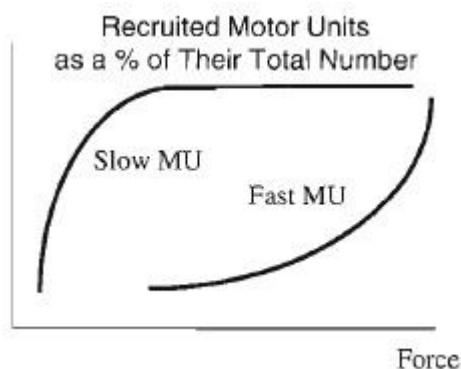
Pomalé motorické jednotky mají typicky méně svalových vláken, menší motoneurony a tenčí axony. Rychlost vedení akčního potenciálu po axonech je nejnižší. Rychlé, unavitelné mají nejvyšší rychlost vedení. Rozdíl v rychlosti vedení je více než dvojnásobný (od 40m/s do 100m/s).

Většina svalů obsahuje mix odlišných typů motorických jednotek, ačkoliv zastoupení pomalých a rychlých MJ se může lišit. Pomalé svaly (s velkým počtem pomalých motorických jednotek) jsou bledé (např. m. soleus), zatímco rychlé svaly (s velkým procentem rychlých, unavitelných i odolných únavě) jsou typicky červené (např. m. gastrocnemius).

Kromě toho má centrální nervový systém pravidlo na koordinaci pořadí rekrutování odlišných motorických jednotek. To se nazývá Hennemanův princip (Basmajian, 1985).

2.7 HENNEMANŮV PRINCIP

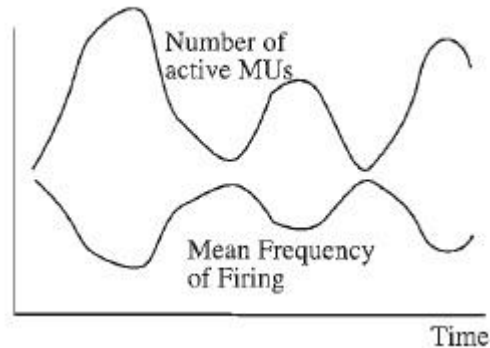
Hennemanův princip (známý také jako princip velikosti) uvádí, že nábor MJ ve svalu probíhá od malých po velké MJ. To znamená, že kdy člověk kontrahuje sval malou silou, téměř všechna síla je vyprodukována nejpomalejšími MJ. Pokud sílu kontrakce zvyšujeme, začínají se rekrutovat větší MJ. Při maximální kontrakční síle jsou zapojovány největší MJ. Při vypínání MJ s poklesem svalové síly následuje opačné pořadí: Největší MJ se vypnou jako první, zatímco ty nejmenší vyhasnou jako poslední.



Obr. 5. Nábor MJ dle Hennemanova principu (Latash, 2008)

Podíl MJ na celkové svalové síle záleží na dvou faktorech – na velikosti MJ a na frekvenci akčního potenciálu. Větší MJ mají větší sílu vytvořenou na základě jediného akčního potenciálu, další MJ vytvořené větší silou musí mít akční potenciál na vyšší frekvenci. Obrázek 6 ukazuje, že stejná úroveň svalové síly může být výsledkem, buď

náborem méně motorických jednotek s vyšší frekvencí, nebo náborem většího počtu motorických jednotek na nižších frekvencích. Nábor a změna ve frekvenci pálení jsou dva hlavní mechanismy regulace svalové síly (Latash, 2008).



Obr. 6. Konstantní svalová síla – vztah MJ a frekvence (Latash, 2008)

Během trvalé kontrakce, lze běžně vidět vypínání některých motorických jednotek doprovázené náborem nových nebo dojde ke změně frekvence pálení již přijatých MJ.

Hennemanův princip je spíše pravidlem koordinačním než předepsaným. Jsou vzácné situace, kdy princip přesně nefunguje. Zejména v případě, když se sval podílí na úkonu, ve kterém není primárním hybatelem. To se pak může změnit pořadí náboru MJ v rámci daného svalu, což vede k porušení principu. Tedy větší motorická jednotka je zapojena před menší. Toto opačné řešení můžeme vidět u reflexních odpovědí zejména jako odpověď kožní stimulace (Enoka, 2008).

2.7.1 Funkční význam odlišných MJ

Funkční význam motorických jednotek je do značné míry definován svými vlastnostmi. Při potřebě vyvinutí déletrvající svalové síly, jsou použity pomalé únavě odolné MJ, zatímco když je vyžadováno rychlé krátce trvající zvýšení svalové síly, jsou využity rychlé MJ. Většina posturálních svalů má velký podíl pomalých MJ. Naopak svaly, které provádějí rychlé pohyby končetin jako je např. kopání, mají velký podíl rychlých (unavitelných i únavě odolných) MJ. Nicméně většina svalů má relativně široké spektrum různých typů motorických jednotek.

Máme dva základní prostředky pro náš centrální nervový systém jak zvýšit svalovou sílu. První možností je nábor více motorických jednotek a druhou je zvýšení

frekvence pálení už dříve nabraných motorických jednotek. Obě metody jsou využívány přirozenými volnými pohyby, ale více běžným jevem během svalové kontrakce je nábor nových MJ (Enoka, 1994).

Během většiny volných pohybů nevykazují jednotlivé motoneurony žádnou podstatnou úroveň synchronizace. Při velmi vysoké svalové síle, když nastane únava nebo u některých neurologických onemocnění (ztráta volní motoriky při poranění míchy), se stane synchronizace pálení motorických jednotek způsobem k dosažení vyšší síly nebo její udržení po delší dobu. Synchronizace motorické jednotky má pozitivní i negativní vlastnosti. Klad je zřejmý: výsledkem synchronizovaných výbojů, oproti asynchronnímu pálení, bude vyšší svalová síla. Jenže průběh kontrakce nebude hladký a navíc hrozí rychlejší únava. Synchronizaci motorických jednotek lze změřit přímo pomocí křížové korelace nebo nepřímo provedením spektrální analýzy za pomoci elektromyogramu (Merletti, 2004).

2.8 ENERGETIKA SVALOVÉ KONTRAKCE

Pro svalovou kontrakci je potřeba zařídit dostatečný přísun energie ke svalovým vláknům a to v podobě ATP. Energie z ATP je jednak využívána k samotnému stahu a také i k jiným činnostem, jako je například přesun iontů, které zajistí správné podmínky pro provedení kontrakce. Přímo ve svalech je zásoba ATP, která vystačí cca jen na 1 – 2 vteřiny práce svalu. Z toho důvodu musí být ATP pro svalovou buňku neustále dodáváno.

Způsoby pro získání ATP pro buňku svalu jsou následující: Přenos fosfátové skupiny kreatinfosfátu na ADP, odbourání glukózy či glykogenu substrátovou fosforylací a aerobní fosforylací (Vodrážka, 2007).

Když se odehrává nenáročná pomalá práce, získává se ATP aerobní fosforylací (oxidací). Ve chvíli kdy dojde k větším nárokům na výkon svalu, je větší spotřeba ATP i kyslíku. Následkem toho se musí zrychlit frekvence dechu i krevního oběhu. Tento jev se odehrává po několika desítkách vteřin až minut (Guyton, 2006).

Než se zvýší příjem kyslíku, získává se ATP anaerobně z kreatinfosfátu, jenž vzniká v neaktivním svalu z ATP a kreatinu. Tímto vznikne zásoba na přibližně 5 až 10 vteřin. Díl kreatinu se mění na kreatinin, který se nachází v krvi. Jeho počet nám říká velikost svalové hmoty jedince. V případě, že je nutné do svalu dále poskytovat více ATP, vytváří se za pomoci anaerobní glykolýzy. Označuje se jako práce na kyslíkový dluh, čímž člověku dovolí krátké, ale zároveň silné vypětí svalů. Poté se ale začne ve

svalu hromadit kyselina mléčná a tím dojde ke snížení výkonu. Zisk energie aerobním způsobem začne po 50 až 70 vteřinách souvislé aktivní práce (Saladin, 2012).

2.9 PRÁCE SVALU

Rozlišujeme svalový stah na izometrický nebo izotonický. Když nastane izometrická kontrakce, nedojde ke změně délky svalu, ale jen ke změně napětí svalu. Tento jev nastává např. u zvedání těžšího břemene. Při izotonické kontrakci se naopak nezmění napětí svalů, ale jen jeho délka. Podle změny délky svalu rozeznáváme koncentrickou kontrakci, kdy dochází ke zkrácení svalu, a excentrickou kontrakci, kdy dochází k natažení svalu. Koncentrická vyvolá zrychlení pohybu neboli akceleraci, zatímco excentrická zpomalení pohybu. Kosterní svaly se mohou zkrátit o 30 až 50 % oproti jejich klidové délce, výjimečně až o 70 %. Rychlost zkrácení se zvyšuje, jestliže svaly pracují proti malému odporu. Maximální síla může být vyvinuta při koncentrické činnosti při 30% rychlosti a síly maxima.

Sval se není schopen sám od sebe protáhnout. Ten kdo protahuje sval, je jeho antagonist a při excentrické kontrakci nebo jiná vnější síla. (Hamill, 2003)

Během činnosti nastává kombinace izometrické a izotonické kontrakce. Efektivita přeměny chemické energie na mechanickou je poměrně nízká, jen asi 25 %. Zbytek energie se mění na teplo. Během svalové práce u mužského pohlaví se více spotřebovává glukóza, zásluhou hormonu testosteronu, který podporuje vylučování adrenalinu. U ženského pohlaví se energie získává více z lipofilních zdrojů, tentokrát zásluhou hormonu estrogenu (Basmajian, 1985; Dylevský, 1998).

Výzkum Troiana et al. (2008) se zabýval, za pomoci signálu z EMG a subjektivním hodnocením vnímané námahy, posuzováním síly a únavy během izometrické kontrakce m. trapezius pars descendens. Zjistili se rozdíly mezi muži a ženami v subjektivním hodnocení. Z výsledných hodnot se vyhodnocovala svalová síla a výdrž.

2.10 SVALOVÁ SÍLA

Schopnost vyvinout svalovou sílu závisí na dvou hlavních faktorech. Jednak na periferních faktorech, kde závisí na maximálních silových kapacitách jednotlivých svalů. A také na centrálních faktorech, kde je podstatná intramuskulární a intermuskulární koordinace.

Kapacita svalu vykonávat svalovou sílu, závisí z fyziologického hlediska na velikosti průřezu svalu. Tedy na počtu svalových vláken a na velikosti průřezu svalových vláken. Působením silového tréninku dochází k hypertrofii svalu, díky které se sval zvětšuje, respektive se zvětšují průřezy jednotlivých svalových vláken (Šťastný, 2010).

U centrálních faktorů, konkrétně u intramuskulární koordinace, dochází k efektivnímu využití optimálního počtu zapojených svalových vláken konkrétního svalu do pohybu. A u intermuskulární koordinace jde o zapojení jednotlivých svalů do pohybu účelným způsobem, kdy se efektivně použijí agonisti a antagonisti, ale také zároveň i tonické a fázické svaly. Výsledkem silového tréninku je v první fázi zlepšení intramuskulární i intermuskulární koordinace (Delavier, 2010; Choutka, 1991).

2.11 ÚNAVA

Je zřejmé, že během delší doby, kdy je sval aktivní, dojde k jeho únavě. Jde o fyziologickou reakci, jež brání naprostému vyčerpání či poškození svalů. Podráždění sympatiku snižuje únavu svalu, tento stav se odehrává například při útěku před nebezpečím. Bohužel se toho zneužívá i při dopingů.

Máme více příčin vzniku únavy, mezi ně patří: nedostatečné množství látek, z nichž se získává energie pro aktivitu svalů; tedy pokles glykémie a snížení glykogenu, zvýšené množství nahromaděných zplodin metabolismu, kyseliny mléčné, dehydratování organismu nebo nedostatek neurotransmiterů v nervosvalových ploténkách.

Únavu, jež vzniká na úrovni celého neuromuskulárního systému, definujeme jako pokles výkonnosti, během níž se objevuje pocit slabosti nebo svalová bolest. Za pomoci EMG se dá zjistit únava svalu, aniž by došlo k poklesnutí vynaložené mechanické síly. Na elektromyografickém signálu se únava projeví zvýšenou amplitudou a posunem frekvenčního spektra k nižším frekvencím (Winter, 2009).

De Luca (1997) hodnotí pro určení únavy střední hodnotu frekvence. Pokud víme střední hodnotu frekvence svalové aktivity, můžeme říct, které svaly jsou unavené.

Studie Zhoua et al (2011 a 2013) hovoří o vztahu mezi subjektivním a objektivním hodnocením svalové únavy. Za pomoci povrchového EMG a zpracovaného signálu byla objektivizována. Pro subjektivní hodnocení se použila Borgova škála (Čechovská, 2008). Dobrovolníci ve výzkumu prováděli izometrickou kontrakci při

různých úrovních síly na svalech m.biceps brachii a m. trapezius. Výsledkem bylo zjištění existence vztahu mezi těmito hodnoceními svalové únavy.

2.12 FYZIOLOGIE TĚLESNÉ ZÁTĚŽE

Při zvýšené svalové aktivitě dochází samozřejmě také k vyšší energetické spotřebě. Následkem této aktivity poté dojde ke změnám vnitřního prostředí a je zapotřebí provést kompenzaci změn, které v organismu proběhly. Na jednu stranu se musí dodat ke svalům potřebný přívod živin a na druhou stranu je také nutné tělo zbavit zplodin metabolismu a odvod tepla.

Náš organismus je na stav zvýšené zátěže připraven rezervními mechanismy. Jeden z nich je kyslík vázaný na hemoglobin. Když je zvýšená aktivita svalů, nastane snížení parciálního tlaku kyslíku a naopak nárůst parciálního tlaku CO₂ a pokles pH zapříčiněním hromaděním laktátu. Těmito změnami nastane ve svalech lehčí uvolnění O₂. Energetickými zdroji pro sval jsou: svalový glykogen, glukóza v krvi a jiné látky, které se využívají pro tvorbu glukózy, těmi mohou být aminokyseliny nebo masné kyseliny (Guyton, 2006).

Zvýšení srdečního výdeje je jiný nápomocný mechanismus. Dojde k vazokonstrikci žil a tím se zvýší žilní návrat a krevní tlak. Nakonec máme mechanismus pomocí zvýšení plicní ventilace, kdy naše plíce mají aktivní jen nějaké alveoly, když je člověk v klidu. Ve chvíli kdy nastane nárůst zátěže, postupně se začnou zapojovat všechny plicní alveoly. Tím se nám zvětší plicní objem pro výměnu plynů a celkově se tato výměna zrychlí (Kittnar, 2011).

2.13 PRŮBĚH ZAČÁTKU VÝKONU SVALU

Při počáteční svalové zátěži čerpá sval energii z vlastní zásobárny ATP, kreatinfosfátu, svalového glykogenu a glukózy přítomné v krvi. Probíhající anaerobní glykolýzou, jež je poměrně neefektivní, ale sval může pracovat na kyslíkový dluh, se zajistí energie z glukózy a glykogenu. Na začátku aktivity není sval úměrně zásoben energií a zároveň také nemá šanci zbavení se zplodin metabolismu, které se ve svalech hromadí a způsobují pocit bolesti. Mezi hromadící se zplodiny patří hlavně laktát, rozpadající se na anionty a vodíkové kationty. Ty způsobí pokles pH, tedy nastane

zkyselení prostředí. Platí úměra, že čím prudší je nástup aktivity svalů, tím větší se vytvoří kyslíkový dluh (Latash, 2008).

To se děje tak dlouho, dokud se nenastartují kompenzační mechanismy, které dodají svalům potřebný kyslík a živiny. Aktivní sympatikus zvýší srdeční výdej a zrychlí plicní ventilaci. Dále je zvýšená hladina glukózy v krvi, tím že se zvýší úroveň glukagonu a sníží množství insulínu. V játrech dochází ke glykolýze a glukogenezi v důsledku zvýšené produkce adrenalinu (Guyton, 2006).

2.14 STABILNÍ STAV

Ve fázi, kdy je ustálený stav, jsou svaly zásobeny dostatečným množstvím kyslíku a živin a může tedy pracovat relativně dlouhou dobu. Kyselina mléčná se nehromadí v důsledku toho, že je zdrojem energie pro myokard a také protože je látkou pro syntézu glukózy. Tím že je zvýšený krevní tlak, krev snadněji proudí do kontrahovaných svalů, kam by se jinak normálně nedostala. Dále je také efektivnější ventilace, vinou adrenalinu, který způsobí uvolnění svalů hrudníku, jenž klade menší odpor. Kůže odvádí teplo za pomoci dilatace cév. Srdeční výdej by měl být rovnoměrně rozdělený mezi svaly, periferní cévy a orgány (Kittnar, 2011).

2.15 FAKTORY ÚNAVY

Mezi lidským tělem a strojem je výrazný rozdíl v reakci na dlouhodobé zatěžování. Stroj v podstatě dlouhodobějším používáním zhoršuje svou funkci, naproti tomu, alespoň v určitém časovém období, čím déle člověk opakuje určitou činnost, tím se v ní zlepšuje. Člověk nedělá danou činnost hůř, ale právě naopak je v ní silnější, rychlejší, obratnější a odolnější. Tato funkce živých organismů je nazvána *schopnost učení pohybu*.

Avšak v krátkém období se člověk chová jako stroj, kdy jejich výkon klesá; tento fenomén nazýváme *únava*. Mezi nejčastější příčiny únavy řadíme nedostatek chemického paliva během svalové práce a neschopnost oběhového systému rychle odstranit produkt metabolismu svalů, tedy hlavně známou kyselinu mléčnou. Nicméně únava je komplexní jev, který zahrnuje další různé faktory, které přispívají k celkovému poklesu výkonnosti (Latash, 2008).

Mezi ně patří:

- snížení schopnosti svalových vláken vytvářet sílu
- snížení účinnosti neuromuskulární synapse
- změny aktivity některých periferních receptorů vedoucí ke změnám jejich reflexních účinků
- změny ve struktuře *pálení* alfa-motoneuronů
- psychologické faktory zahrnující zejména motivaci

Únava nastane ve chvíli, kdy je porušen ustálený stav, jenž logicky nemůže trvat do nekonečna. Při silné vůli může člověk v zátěži pokračovat, ale s nižší intenzitou.

Následující faktory způsobují svalovou únavu:

- spotřeba energetických zásob ATP, kreatinfosfátu a svalového glykogenu
- vznik vodíkových iontů z laktátu, čímž se stane pH vnitřního prostředí kyselé
- ionty způsobí inhibici glykolýzy a uvolnění kalcia z vazby na troponin
- po skončení činnosti svalů je uhrazen kyslíkový dluh (Guyton, 2006).

Studie Gatese et al. (2010) zjišťovala, zda má svalová únava vliv na nestabilitu pohybu, kdy probandi prováděli dvakrát opakovanou zátěž pohybem podobným jako při řezání pilou. Jednou zatížili více ramenní svaly a podruhé více svaly na paži. Ve výsledcích zjistily, že na nestabilitu pohybu nemá svalová únava vliv.

Vliv svalové únavy na výkon v tenise zkoumala studie Rota (2013). Při výzkumu byl pozorován pokles pomocné přesnosti, přesnosti forhendového úderu a rychlosti. Zjistil, že únava vyvolá snížení aktivace nebo její rozložení mezi sousední svaly.

2.15.1 Svalové mechanismy únavy

Ve svalech dochází díky únavě k různým změnám.

Mezi ně řadíme:

1) Zpomalení rychlosti vedení akčního potenciálu svalu, vedoucí ke snížení jeho amplitudy a zvýšení doby trvání při záznamu povrchovými elektrodami. Časem se může šíření akčního potenciálu zastavit úplně.

- 2) Změna prahu excitace svalových vláken vnější stimulací, které mohou přispívat ke zpomalení vedení zmíněných akčních potenciálů.
- 3) Zpomalení fáze relaxace po kontrakci. Doba se může dvou až trojnásobně zvýšit od doby vrcholu kontrakce po dobu, kdy síla klesne na 50% z maximální hodnoty.
- 4) Po krátké tetanické stimulaci se na krátkou dobu zvýší kontrakční síla. Tento efekt se nazývá post-tetanické zesílení. Avšak byl rovněž popsán i opačný účinek po delší tetanické kontrakci. Vrchol škrubnutí se snižuje a prodlužuje se většinou kvůli delší relaxační fázi (Kittnar, 2011).

2.15.2 Spinální mechanismy únavy

Maximální síla volní kontrakce klesá s déle trvající kontrakcí a to je nejčastější ukazatel únavy. Pokles svalové síly je doprovázen poklesem excitability alfa-motoneuronu a snížením frekvence pálení jednotlivých motorických jednotek. MJ se liší ve své schopnosti udržet stejnou úroveň pálení během dlouhodobé kontrakce. V podstatě, menší a pomalejší MJ jsou méně unavitelné a jsou schopni udržet konstantní úroveň pálení během delších kontrakcí. U větších a rychlejších MJ je více pravděpodobné snížení úrovně pálení a dokonce až neschopnost udržet stálou úroveň aktivity (Enoka, 2008).

Podle Hennemanova principu, během volní změny svalové síly, mají větší MJ tendenci nastupovat jako poslední a vyhasínat jako první. Oba tyto děje, nástup a vyhasínání, se mohou měnit v důsledku únavy; zejména se zvyšuje proměnlivost frekvence vyhasínání. Tento princip funguje také u vzoru vyhasínání během dlouhé unavující kontrakce: větší MJ vykazují sníženou frekvenci pálení a vyhasínání, zatímco pokles svalové síly je kompenzován nástupem nových MJ nebo změnou vzoru pálení již nastoupených MJ.

Pokles amplitudy H-reflexu je pozorován v unavených svalech. Avšak původ předpokládaného působení reflexu je neznámý. Jedna hypotéza tvrdí, že primární příčina reflexní inhibice alfa motoneuronu, je způsobena poklesem aferentního pálení během isometrické kontrakce. Druhá naznačuje, že tato inhibice vzniká z malých aferentních skupin III a IV (zahrnující volná nervová zakončení) reagujících na produkty metabolismu svalů.

Pokud subjekt udržuje konstantní izometrickou sílu, dochází k postupnému nárůstu průměrné úrovně rušení EMG měřený povrchovými elektrodami. K tomuto

nárůstu dochází hlavně kvůli nástupu nových MJ, kterým se kompenzuje pokles unavených MJ k udržení celkové svalové síly. Propuštěná frekvence MJ se mění jen nepatrně (Dietz, 1992).

2.15.3 Supraspinální mechanismy únavy

V podstatě všechny supraspinální struktury podílející se na řízení volní svalové aktivace přispívají k poklesu svalové síly během únavy. Obecně platí, že dlouhotrvající unavující kontrakce jsou u lidí doprovázeny postupným nárůstem aktivity kortikálních neuronů. Experimenty na opicích prokázaly změny v aktivitě neuronů v primární oblasti motorické oblasti během dlouhých svalových kontrakcích. Tyto změny se ale mohou lišit od zvířete k zvířeti a od neuronu k neuronu. Takže nyní je nemožné rozpoznat, které supraspinální struktury nebo mechanismy hrají důležitou roli při poklesu svalové síly během únavy (Latash, 2008).

2.15.4 Adaptivní změny během únavy

Nejdříve je potřeba definovat co adaptivní změna vlastně je. Tento termín může být použit s ohledem na všechny sekundární změny, jež se vyskytují v těle jako reakce na nějaký jev, tedy např. únava. Některé změny mohou být do systému člověka vnucovány a nemusí být v původní příčině prospěšné v boji proti nežádoucím účinkům. Například, když kámen narazí do okna, sklo se rozbije. To patrně není adaptivní reakce. Ale v případě kdy by sklo mělo schopnost změnit své mechanické vlastnosti v reakci na dopad, například stát se viskozním a absorbovat energii kamene, aniž by se sklo rozbilo, pak by to byla užitečná adaptivní reakce. Bohužel u lidí a zvířat problém „užitečné“ reakce nemusí mít jednoznačné řešení (Latash, 2008).

Když člověk udělá ve stejnou chvíli kokontrakci více svalů končetin a trupu a zpevní všechny klouby, tak tato reakce vypadá optimálně, jestliže zvážíme energetický výdej. Jenže když dojde k nečekanému zevnímu vlivu, člověk změní svou pozici nebo ztratí rovnováhu. Tudíž když tělo není připraveno, nemůžeme brát všechny druhotné reakce jako adaptivní. Z toho vyplývá, že v různých případech je možné zařadit reakci těla jako užitečnou nebo škodlivou. V mnoha případech to bohužel není možné určit s jistotou.

Řada adaptačních mechanismů únavy byla popsána. Jde zejména o prodloužení relaxační fáze, jež je považována za adaptivní a užitečnou, jelikož neumožní rychlý

pokles svalové síly ve chvíli, kdy má sval narušenou schopnost vytvořit novou kontrakci nebo když je akční potenciál vytvořený alfa motoneurony na nižší frekvenci. Byly prokázány negativní korelace mezi prodlouženou relaxační fází a frekvencí pálení jednotlivých MJ. Toto zjištění je smysluplné, protože prodloužení relaxační fáze pomáhá vytvářet plynulou svalovou kontrakci při podmínkách dráždění o nízkých frekvencích (Nichols, 1994).

Synchronizace výbojů MJ je další adaptivní mechanismus. Vede ke zvýšení svalové síly. Synchronizace se vyskytuje nejen při svalové únavě, ale i u motorických poruch, charakterizovaných sníženou svalovou silou (parézy), při postižení CNS. Při zvýšené synchronizaci výbojů MJ spektrum demonstruje posun směrem k oblasti nižších frekvencí při měření EMG povrchovými elektrodami.

CNS využívá nadbytek hybného aparátu. Například když se několik svalů střídá na pohybu v kloubu, jejich poměrný podíl může hýbat kloubem během delší únavné kontrakce tím, že unavené svaly dostanou chvíli odpočinku bez úpadku svalové síly. Podobný efekt vidíme při náboru MJ, když se během delší kontrakce může skupina MJ vypnout a nahradit nábořem jiné skupiny MJ a postupem času se tyto skupiny vymění, aby si unavená skupina odpočinula (Latash, 2008).

2.16 POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je disciplína, která se zabývá detekcí, analýzou a využitím elektrického signálu, jenž vzniká při svalovém stahu (De Luca, 2006). Uplatňuje se převážně v oborech, jako je neurofyziologie, kineziologie, řízení motoriky, psychologie, rehabilitační lékařství a dalších. Jsou dvě základní metody elektromyografie. Invazivní, jehlová, kdy se jehlové elektrody inzerují přímo do svalu, a neinvazivní, povrchová, využívající povrchových kožních elektrod (De Luca, 2002).

Erlanger a Gasser (1922) jako první použily katodovou trubici k registraci biopotenciálů a později Andrian a Bronk (1929) zavedli koncentrickou elektrodu a akustický monitoring EMG záznamu. V nadcházejících desetiletích byly nalezeny různé EMG fenomény, převážně v jehlové EMG.

V druhé polovině 20. století se začaly používat EMG metody, během nichž se nezkoumala pouze spontánní elektrická aktivita kosterních svalů, ale dal se hodnotit i charakter reakce na přesně daný zevní podnět. Roku 1961 byl v Itálii uskutečněn 1.

Mezinárodní elektromyografický kongres, kde byly dohodnuty shody na algoritmech a interpretacích EMG (Merletti, 2004).

Došlo k rozvoji dalších metodik povrchového EMG, ve formě „High-density surface EMG”. Mimo možnost lepší lokalizace aktivity ve svalu přinesla tato metoda i jiné nové informace. Dá se měřit rychlost vedení svalovými vlákny, hodnotit individuální motorické jednotky. Autoři Zwarts a Stegeman (2003) a Drost et al. (2006) využívají metodu pro analýzu stavu svalové únavy, onemocnění motoneuronu, neuropatií, myopatií, u poruch iontových kanálů, při spontánní svalové aktivitě a při analyzování rychlosti pálení motoneuronů.

Elektrody pro EMG se používají povrchové i podpovrchové (jehlové) složené z Ag, či AgCl. K povrchovým elektrodám se používají tzv. multielektrody - stripsy nebo gridy. Strips je silikonový (případně plastový) pásek s kontaktními ploškami elektrod v linii za sebou. Grid je dvourozměrné pole s ploškami elektrod (často tvořenými Ag/AgCl kuličkami uspořádanými maticově) na silikonové či plastové podložce. Gridy slouží k mapování rozložení potenciálů generovaných svalem. Dostupná je i verze plovoucích gridů, které namísto vystouplých stříbrných kuliček používají prohlubně, v nichž je aplikovaný vodivý gel - tak se redukuje vznik artefaktů ve snímaném signálu. Takové gridy se vyrábí i jednorázové, kdy spodní strana je opatřena samolepicí vrstvou, případně se připevňují samolepicí páskou (Soderberg, 2000).

Studie Dimitrova et al. (2009) se věnovala vlivu rušení během měření svalové únavy za pomoci elektromyogramu. Popisují citlivost měření, která je závislá na rozmístění elektrod a jejich longitudinálním postavení. Zjistili, že pro odstranění problému by bylo zapotřebí použít elektrody, které by dokázali pokrýt celou délku měřených vláken.

V případě neinvazivního měření na povrchu kůže zaznamenáváme signál vzniklý činností velkého množství motorických jednotek. Signál dosahuje špičkové hodnoty do 10 mV. Značný objem tkáně mezi elektrodami a svalovými vlákny, stejně jako rozhraní elektroda-pokožka omezují horní hranici využitelného frekvenčního pásma na 500 Hz. Hlavní část výkonového spektra leží v oblasti 50-150 Hz (Penhaker, 2004).

Povrchová neboli také interferenční EMG se používá nejčastěji ve studiích volných pohybů zdravé osoby. Hlavní myšlenkou je spočítat aktivitu co nejvíce MJ ve

svalu. Používají se dvě elektrody, které jsou přilepeny na kůži na oblast svalu a snímají rozdíl v potenciálu mnoha svalových vláken mezi elektrodami. Při výzkumu se zvolí velikost elektrody tak, abychom se zaměřili na konkrétní sval a vyhnuli se tak zásahu aktivity ze sousedních svalů. Běžně se používají elektrody o velikosti od 1 mm po 20 mm a vzdálenost mezi středy elektrod se pohybuje od 5 do 50 mm nebo i více. Absolutní hodnoty elektromyografického signálu, zachyceny povrchovými elektrodami, jsou typicky v řádu desítek až stovek mV. (Latash, 2008).

Akční potenciál z jednotlivých svalových vláken je konstantní ve své amplitudě a tvaru. Závisí na poloze elektrody vzhledem k aktivnímu svalovému vláknu při extracelulárním měření. Ve zdravém svalu vznikají akční potencionály jen aktivací nervových vláken a přechodem přes nervosvalovou ploténku. Z toho důvodu veškerá vlákna spadající do jedné motorické jednotky jsou aktivována simultánně a tvar odpovědi je závislý na počtu svalových vláken a na jejich pozici vzhledem k elektrodě (Keller, 1999).

EMG signál se většinou zaznamenává v rozsahu frekvence od 6 do 500 Hz. Snímaný signál z jednotlivých vláken má ovšem rozsah dokonce až 10 kHz. Amplituda jednotlivých akčních potenciálů se pohybuje v rozsahu od 50 μ V do 1mV. Signál se musí filtrovat, jelikož může být rušen různými vlivy (Hrazdira, 2001; Kondrad, 2005).

Kolář (2009) uvádí elektromyografii, jako elektrofyziologickou metodu, jež umožňuje odhadnout kondici kosterního svalstva a jeho řízení nervovým systémem. Signál z elektrod je přes různá elektronická zařízení, která zabezpečí např. zesílení signálu nebo potlačení nežádoucího signálu, veden do počítače, kde lze z výchylky potenciálu vyčíst potřebné informace o činnosti svalů. Tato data se dále uchovávají pro další zpracování. Ve studiích se používají EMG s telemetrickým přenosem signálu, takže přístroj nepotřebuje kabelové spojení. Nutností jsou pouze kabely, které mohou někdy lehce omezovat pohyb, mezi vysílačem umístěným na těle vyšetřovaného (např. na opasku) a povrchovými elektrodami. Přístroje jsou opatřeny až 16 kanály, díky kterým lze sledovat aktivitu více svalů najednou.

2.17 GENEZE ELEKTROMYOGRAFICKÉHO SIGNÁLU

Kontrakce svalů je způsobená elektrickým vzruchem z motorických nervů. Všechna vlákna svalů jsou excitabilní, tedy příchozí vzruchy vyvolají jejich kontrakci. Ke svalovým vláknům vedou z CNS eferentní motorická nervová vlákna a nazpět jdou aferentní senzitivní vlákna. Svalová vřeténka, jež jsou připojeny k CNS, zodpovídají za kontrolu natažení nebo zkrácení svalů.

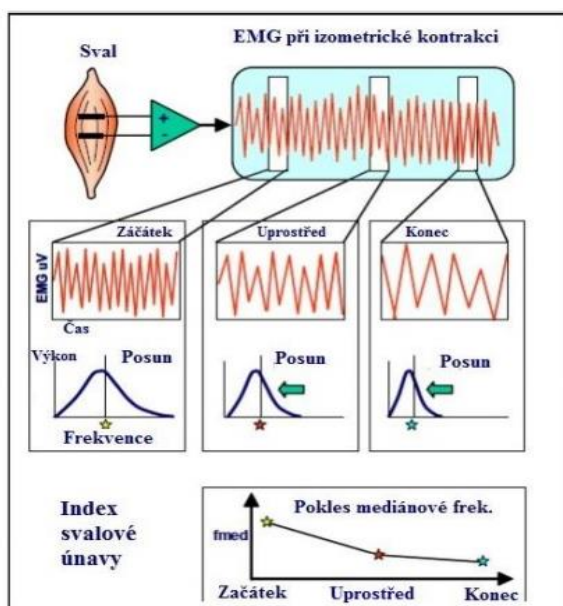
Máme podráždění svalu nepřímé, kdy je sval podrážděn vzruchem z CNS a přímé, kdy je podráždění za pomoci elektrického proudu ze stimulační elektrody.

U podrážděného svalu vznikne motorický evokovaný akční potenciál, který měříme za pomoci EMG. Výsledná křivka má různý tvar podle způsobu měření a podle počtu zapojených motorických jednotek. Intenzita vztahu závisí přímo úměrně na frekvenci příchozích AP. Amplituda je závislá na počtu zapojených motorických jednotek. Platí vztah, že čím víc jich je zapojeno, tím je amplituda větší (Roy, 2007).

2.18 HODNOCENÍ SVALOVÉ ÚNAVY DLE EMG SIGNÁLU

Amplituda a frekvence jsou dva základní ukazatele, podle nichž se hodnotí svalová únava ze získaných signálů EMG. Hodnocení dle těchto dvou faktorů je uskutečnitelné při submaximální izometrické kontrakci a konstantním výkonu svalu. Během delší svalové aktivity nastává postupné zapojování dalších MJ, což se projeví nárůstem amplitudy v EMG záznamu a střední frekvence nebo mediánová frekvence celkového výkonového spektra klesají po celou dobu kontrakce (Kondrad, 2005).

Dále postupně klesá rychlost vedení akčních potenciálů v membráně svalu a také rychlost dalších motorických jednotek. Toto má za následek posun celkového výkonového spektra doleva, tzn. směrem k nižším frekvencím.



Obr. 7. Posun spektra a Index svalové únavy (Konrad, 2005)

Následuje vypočítání regresního koeficientu střední nebo mediánové frekvence. Jako střední frekvence je označována ta, při které je součin hodnot frekvence a amplitudy spektra roven průměru součinů amplitud a frekvencí z celého spektra (Winter, 2009).

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{f_{vz}/2} f * X^2(f) df}{\int_0^{f_{vz}/2} X^2(f) df}$$

Kde $x^2(f)$ je výkonové spektrum a f_{vz} je vzorkovací frekvence. Index únavy svalu vyjadřuje pokles mediánové frekvence v průběhu zátěže svalu (viz obrázek 7 dole).

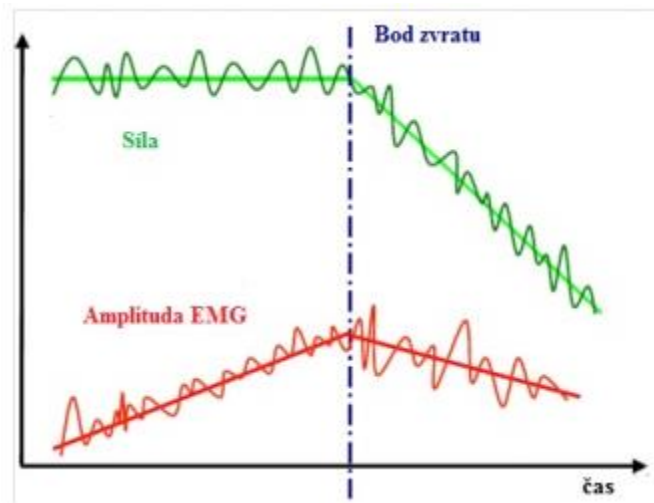
Sledování fenoménu svalové únavy lze prakticky využít. Lze prokázat účinnost posilovacích cvičení, při nichž vzniká krátkodobá únava, jež pak podmiňuje svalový růst (Konrad, 2005).

2.18.1 Monitorování svalové únavy

Ještě před tím než se projeví úbytek síly, můžeme při zaznamenávání EMG signálu během svalové práce detekovat svalovou únavu. To je doba než nastane tzv. bodu zvratu (failure point), což je moment, kdy nejde již udržet stejná kontraktilní síla. Tento fakt se dá využít ke kontrole svalové únavy a tím zabránit přepětí nebo poškození svalu.

Svalová únava se dá hodnotit dvěma postupy. Prvním, kdy současně registrujeme svalovou sílu a mediánovou frekvenci. Svalová síla je konstantní až do

bodů zvrátu, zatímco mediánová frekvence klesá již od začátku. U druhého postupu zaznamenáváme zároveň svalovou sílu a amplitudu. Znovu je konstantní síla až do bodu zvrátu a amplituda již od počátku narůstá (Florimond, 2009).



Obr. 8 Nárůst amplitudy s únavou (Florimond, 2009)

2.18.2 Změny v EMG při únavě

Jestliže se udržuje konstantní svalová síla, tak se únava projeví snížením napětí svalů. Aby se udrželo stálé napětí po vzniku únavy, musí dojít k zapojení dalších MJ, které nahradí snížení síly již aktivovaných jednotek. Z toho vyplývá, že u několika nebo dokonce u všech MJ nastává pokles maximálního napětí akčního potenciálu a k prodloužení doby jeho trvání. Následkem toho nastane snížení napětí svalu.

Projevem svalové únavy je úbytek svalové síly a také změna tvaru akčního potenciálu. Tyto změny tvaru AP při kontrakci nelze vidět. Ale díky autokorelaci můžeme vidět zvyšování průměrné doby trvání AP motorické jednotky. Časové změny způsobí také spektrální posun EMG. Finálním výsledkem všech dějů je posun ve frekvenčním spektru elektromyografického signálu.

Mezi příčiny vzniku frekvenčního posunu řadíme tedy: snížení rychlosti vedení akčních potenciálů podél vláken svalu pod hodnotu bezúnavné rychlosti 4,5 m/s. A konec práce některých větších a rychlejších MJ, jež mají kratší dobu trvání AP (Winter, 2009).

Tendence synchronního zapojování motorických jednotek se projeví nárůstem amplitudy v EMG. V záznamu během únavy je na 8-10 Hz zřetelný záchrvěv. Toto kolísání je způsobeno tím, že se současně zapojí více MJ (Cifrek, 2009).

Klíčovými ukazateli únavy svalu jsou zvyšování amplitudy EMG a posun ve frekvenčním spektru, který lze formulovat za pomoci časového záznamu mediánové frekvence f_m – frekvence, jež rozděluje plochu výkonového spektra na dvě poloviny, které mají identický výkon:

$$\int_0^{f_m} X^2(f)df = \int_{f_m}^{vz/2} X^2(f)df = \frac{1}{2} \int_0^{vz/2} X^2(f)df$$

Kde $X(f)$ je amplituda a $X^2(f)$ je výkonové spektrum, kde vz je vzorkovací frekvence (Ebersole, 2000).

Studie Oberga (1995) zkoumala vliv únavy na kalibraci EMG měření. Výzkum byl aplikován na m. trapezius během odlišné zátěže. Proband držel nataženou paži v horizontální poloze bez zátěže a postupně se závažím o hmotnosti 1kg a 2kg. Nastal pokles frekvenčních parametrů. Při postupném zvyšování zátěže docházelo zároveň k nárůstu amplitudy a zjistilo se, že tento nárůst může ohrozit kalibrační měření.

Ve studii Alizadehkhayata et al. (2011) posuzovali aktivaci ramenních svalů při uchopovacích úkolech. Elektrody EMG dali na m. supraspinatus a m. infraspinatus a nechali probandy dělat uchopovací úkony. Oba dva svaly zaznamenaly nárůst amplitudy, ale ani jeden nezaznamenal pokles mediánové frekvence. Výsledkem tedy bylo, že při uchopování se ramenní svaly aktivují, ale neunaví se.

2.19 ZPRACOVÁNÍ SIGNÁLU

Nezpracovaný, surový EMG záznam nám nabízí cenné informace, ale v neužitečné formě. Představuje interferenční vzorec akčních potenciálů. Přičemž je nutné před vlastním měřením správné technické nastavení přístroje a umístění elektrod (Konrad, 2005).

Surový EMG nám slouží jako prvotní obraz o inervaci svalu. Pomocí surového záznamu lze stanovit, jestli je či není sval aktivní, případně kvalitativně porovnat míru jeho aktivity v závislosti na testovaném pohybu. Avšak surový EMG záznam, který se skládá z náhodně uspořádaných amplitud, není přímo reprodukovatelný. Pokud je potřeba se signálem dále pracovat a získané hodnoty analyzovat, je nezbytné další zpracování signálu. Jsou použity různé metody zpracovávání signálu na surový EMG, aby se dosáhlo přesného a skutečného signálu EMG (Winter, 2009).

Merletti (2004) uvádí, že k analýze míry svalové aktivity se nejčastěji používá analýza změny frekvenčního spektra a amplitudy v čase.

2.19.1 Filtrace, rektifikace, integrace

Pro získání kvantitativních parametrů EMG signálu, jež se dají dále porovnávat, používáme matematické zpracování dat zavedenými metodami, mezi které patří filtrace, rektifikace, integrace, atd. Dále se dělá amplitudová analýza (průměrná amplituda, maximální amplituda, plocha pod křivkou atd.) a frekvenční analýza (průměrná frekvence, střední frekvence, poměrné zastoupení frekvencí atd.) (Kolář, 2009).

Je nemožné doporučit jedinou metodu zaznamenávání a zpracování EMG. Existuje několik standartních typů postupů, které se dají využít, ze kterých si výzkumník vybere na základě jeho studie. Často se využívají tři operace při zpracovávání povrchového EMG (Latash, 2008).

2.19.1.1 Filtrace

První z nich je filtrace. Je nedílnou součástí analýzy. Faktorů rušení signálu může být celá řada, nejčastější jsou: síťová rušení, pohybové artefakty, nestabilita spojení elektroda-kůže. Bereme na vědomí, že akční potenciály jsou velice rychlé události s typickými časovými změnami v řádu několika milisekund. Takže se používá horní-propust' (high-pass filter), který oddělí všechny frekvence rovné nebo nižší 60 Hz. Pracuje se i s frekvencí horního limitu, která se upravuje dle typu experimentu. Obvykle jsou to frekvence o několika stovkách Hertzů (Soderberg, 2000).

2.19.1.2 Usměrnění

Druhá operace je rektifikace, neboli usměrnění. V podstatě je založena na přetáčení všech negativních hodnot rozdílu potenciálů na pozitivní hodnoty stejné velikosti. Cílem je, aby bylo možné získat kvantitativní odhad elektromyografického signálu. Jestliže jde akční potenciál pod párem zaznamenávajících elektrod, rozdíl na elektrodách se bude postupně měnit, až se obrátí jejich znamení. Integrací nerektifikovaného signálu se získají velmi malá čísla (blízko nule), protože signál se skládá z přibližně stejného počtu pozitivních a negativních hodnot. Integrace rektifikovaného EMG ukáže hodnotu odrážející průměrnou velikost aktivity v průběhu doby integrace (Soderberg, 2000).

2.19.1.3 Integrace

Třetím postupem je integrace. Ve skutečnosti jsou používány dva typy integrace pro odlišné účely. Jestliže výzkumník zajímá spíše celkový tvar EMG, než jeho mikrostruktura, tak se počítá EMG vyhlazení, nejčastěji pomocí klouzavého průměru. Vyhlazení EMG představuje časovou funkci každého bodu, která je výsledkem integrace během krátkých časových period v řádu několika desítek milisekund.

Další integrační postup se používá, když je potřeba, po určité době měření, celkové množství svalové aktivity. Integrace usměrněného EMG dává hodnotu celkového proudu mezi elektrodami, stejně jako celkový odpor. Je těžké kontrolovat odpor kůže, může kolísat v širokém rozsahu a může se dokonce měnit během experimentu, například když se subjekt potí. Takže aby bylo možné porovnat integrály elektromyografických měření subjektů, potřebujeme normalizovat integrály. Normalizace znamená rozdělení naměřené hodnoty číslem, které pravděpodobně ukáže rozdíly v podmínkách záznamu, ale ne rozdíly v signálu o který nám jde:

$$E_n = \text{EMG} / \text{EMG}_{st}$$

kde E_n je normalizovaný EMG, EMG je vypočítaný integrál signálu, který nás zajímá a EMG_{st} je vypočítaný integrál ve stejném časovém období během základního měření. Tento postup je velice subjektivní a vědci používají různé metody normalizace. Integrované EMG jsou normalizovány, pokud jde o hodnoty vykazované při maximální volní kontrakci nebo při standardní svalové síle (Soderberg, 2000).

2.19.4 Frekvenční analýza

Pro lepší analýzu je využito zpracování dat ve frekvenční oblasti. Primární matematická operace, jež se používá k transformaci EMG signálů z časové do frekvenční oblasti, se nazývá Fourierova transformace. Ta nám ukáže, jaké frekvence jsou obsaženy v daném signálu, tím dostaneme celkové výkonné spektrum EMG signálu. Pro vyhodnocení spektra se nejvíce používá: průměrná frekvence, střední hodnota frekvence a vlnový rozsah spektra. Frekvenční analýza se hlavně využívá pro popis průběhu svalové únavy (Hagg, 2004).

2.19.5 Vlnová analýza

Vlnová transformace (VT) je účinný matematický nástroj pro místní analýzu nestálého a rychle přechodného signálu. Jednou z hlavních vlastností VT je to, že může být prováděna prostřednictvím oddělených časových filtrů. Fourierova transformace těchto vln jsou označovány jako VT filtry. VT je velmi vhodná metoda pro klasifikaci EMG signálů.

Guglielminotti a Merletti (1993) se domnívali, že když je zvolena vlnová analýza, tak aby odpovídala podobě akčního potenciálu motorické jednotky, tak výsledná VT přinese nejlepší možnou energickou lokalizaci na časové ose.

V roce 1998 Ismail a Asfour přišli s teorií, která tvrdí, že nejběžnější způsob používaný k určení frekvenčního spektra EMG jsou rychlé a krátkodobé Fourierovi transformace (FFT a SFT). Ale také dospěli k závěru, že hlavní nevýhodou transformační metody je, že předpokládali, že signál je stacionární, nicméně EMG signál je nestálý.

Pomocí výsledku z výzkumu Kumara v roce 2003 zjistili, že použitím EMG a vlnové transformace, je možné určit stav svalové únavy pouze stanovením vlnového rozkladu signálu.

2.19.6 Rychlá fourierova transformace

Rychlá fourierova transformace (FFT) je široce používána v inženýrství, vědě a matematice. Je to algoritmus pro výpočet diskrétní Fourierovy transformace (DFT) a její inverzi. Fourierova transformace je matematická metoda, jež se používá k analýze obrazů (signálů). FFT rychle vypočítá transformace faktorizující DFT matice na součin rozptýlených faktorů (většinou nula).

Je to účinná metoda na zpracování různých signálů. Metodou můžeme provést frekvenční filtraci, čímž se odstraní ze signálu části s různými frekvencemi a tím se sníží úroveň šumu v signálu. Pomocí FT dokážeme zobrazit frekvenční spektrum signálu.

Fourierova transformace řeší přechod z časové oblasti do frekvenční. Je postavena na úvaze, že neperiodická funkce je funkcí s periodou $T \rightarrow \infty$. Tím získáme transformační vztah:

$$F(j\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-i\omega t} dt,$$

jenž převádí časovou funkci $f(t)$ na funkci komplexní proměnné $F(j\omega)$.

3 EMPIRICKÁ ČÁST

3.1 CÍL PRÁCE:

Hlavním cílem práce je zjistit změny ve spektrálním rozložení EMG signálu a změny amplitudy při krátkodobé zátěži submaximální intenzity dolních končetin vlivem rostoucí svalové únavy.

3.2 Hypotézy:

Hypotéza č. 1:

Předpokládáme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy při odporové zátěži dolní končetiny bude růst amplituda EMG.

Hypotéza č. 2:

Předpokládáme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy bude docházet ve spektrálním EMG k poklesu sledovaných hodnot frekvence (Q25, medián, Q75), převážně u mediánu a Q75.

4 METODIKA

4.1 Charakteristika

Tato práce má charakter experimentální vědecké studie. Experimentálním faktorem je rostoucí únava svalů dolních končetin při cvičení na legpressu při submaximální zátěži (75% z individuálního maxima), která je vyjádřena pořadovým číslem opakování v průběhu série. Závislé proměnné jsou velikost amplitudy a parametry popisující spektrum signálu (kvartilové hodnoty Q25, Q50 a Q75).

4.2 Výzkumný soubor

Soubor obsahoval 8 fyzicky aktivních, rekreačně sportujících jedinců mužského pohlaví, kteří jsou studenty FTVS UK v Praze. Věk probandů byl $24,5 \pm 1,5$ roku; výška se pohybuje v rozmezí $180,4 \pm 5,6$ cm a váha je $79,2 \pm 6,8$ kg. Soubor byl předem obeznámen s procesem měření a cvičení, které podstoupil. Výzkum byl schválen etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem 206/2013.

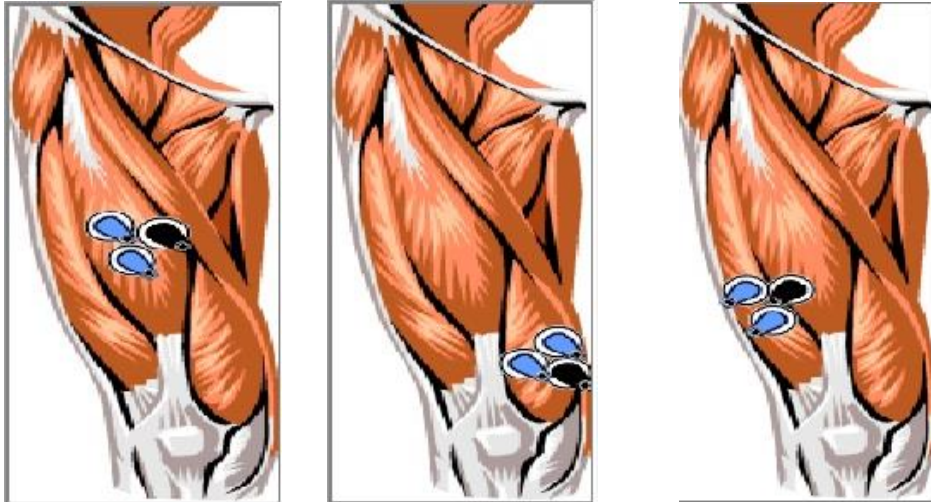
4.3 Postup měření

Před začátkem měření u každého probanda proběhlo rozcvičení, které obsahovalo 5 minutové zahřátí na rotopedu a dále dynamický strečink. Poté došlo k zapracování na legpressu, kdy proband prováděl 3 opakování s rostoucí zátěží až do chvíle, kdy nebyl schopen 3 opakování provést. Poté bylo odhadnuto 1 RM a proband se s ním snažil provést co největší počet opakování (obvykle provedl 0-2). V situaci, že odpor byl překonán, byla zátěž zvýšena o 10 % až do okamžiku, kdy daný odpor proband nebyl schopen překonat. Ze série, při níž odpor nebyl překonán, byla stanovena MVC. Mezi jednotlivými sériemi byly 2 – 3 minutové pauzy na zotavení. Kontrakce při supramaximálním odporu byly delší než 5 s.

Z maximálního překonávaného odporu jsme pro jednotlivé probandy vypočítali jejich individuální 75% maximální zatížení. Při tomto cyklickém cvičení byla snaha provádět jednotlivé kontrakce přibližně stejně rychle. Doporučení časování 1011 (dle Vanderky, 2013), kdy by měla proběhnout 1s excentrická kontrakce, bez pauzy v okamžiku největšího ohybu kolene, 1s koncentrická kontrakce a 1s pauza po zdvižení břemene. Ovšem u opakování v únavě docházelo k poruše tohoto časování. Každý proband provedl počet opakování dle jeho individuální fyzické zdatnosti.

4.4 Použité metody

K měření byl využit povrchový elektromyografický přístroj. Pomocí EMG jsme měřili tři hlavní extenzory kolenního kloubu na každé dolní končetině (m. rectus femoris, m. vastus medialis et lateralis). Použili jsme mobilní 16-kanálový aparát ME6000 (Mega Electronics, Jyväskylä, Finsko). Na každý sval byly umístěny dvě svodové elektrody a jedna nulová dle standardizovaného doporučení pro umístění elektrod (Megawin 3.0.1).



Obr. 9 Umístění elektrod dle programu MegaWin

Použili jsme samolepící elektrody na jedno použití Kendal H92SG, jež jsou opatřeny konduktivním gelem a elektrickou izolací. Než jsme umístili elektrody, bylo provedeno standardní ošetření pokožky pro snížení elektrické impedance. Ag/AgCl elektrody kruhového tvaru o velikosti průměru 5 mm byly umístěny po směru svalových vláken ve vzdálenosti 2 cm od středů elektrod. Pomocí kabelů byly elektrody spojeny s aparaturou, jež byla přichycena na speciálním pásu. Ten byl umístěn kolem pasu probanda tak, aby nedošlo k odtržení elektrod.

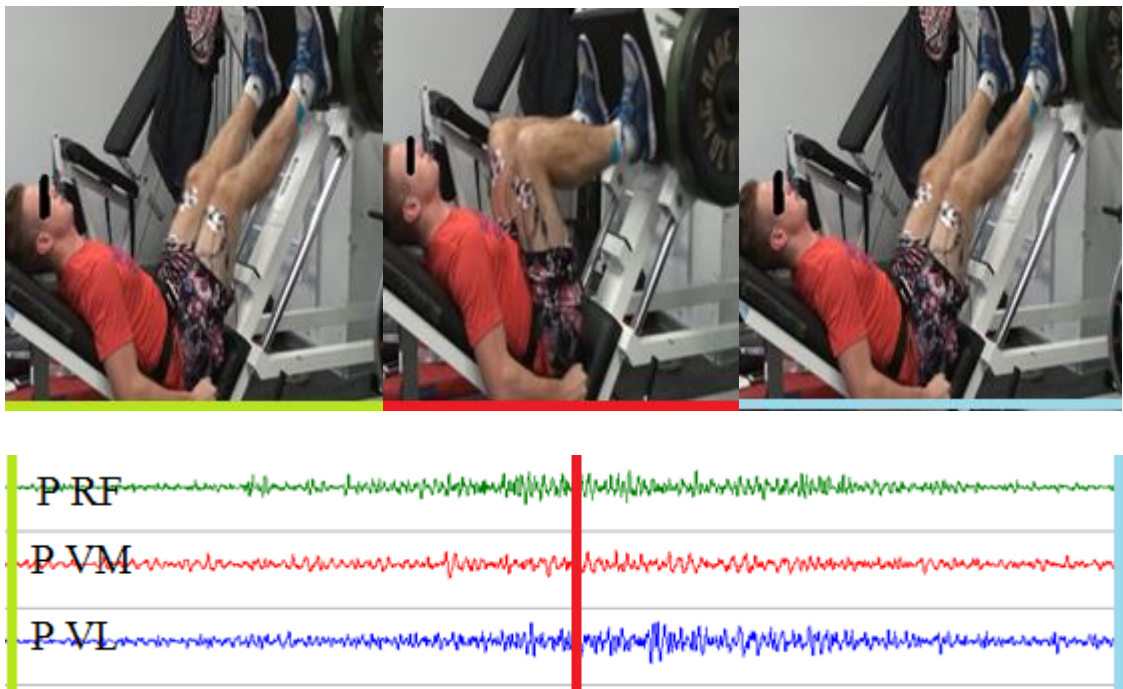
Celý proces měření byl zároveň zaznamenán videokamerou a tento videozáznam byl synchronizovaný s elektromyografickým signálem za pomoci triggeru, díky kterému jsme mohli provést výběr námi potřebného měřeného signálu v MegaWinu.

4.5 Zpracování signálu

Přímý EMG signál, vzorkovaný frekvencí 2000 Hz byl uchován v paměti přístroje. Signál byl dále importován do MegaWinu, kde proběhlo filtrování

v propustném pásmu 10 – 500 Hz + se zeslabením na 40 dB/oktávu. Filtrované EMG signály byly exportovány do Matlabu.

Jednotlivé cykly pohybů byly za pomoci synchronizace s videozáznamem brány od chvíle, kdy proband začal pohyb s břemenem ze základní polohy (zelená svislá čára), tedy počátek excentrické fáze, v polovině kontrakce nastala koncentrická fáze (červená svislá čára) a ukončen v čase návratu do stejné pozice (modrá svislá čára) (viz. obr. 10). Proband měl přikázáno snažit se opakovat jednotlivé cykly přibližně stejně rychle.



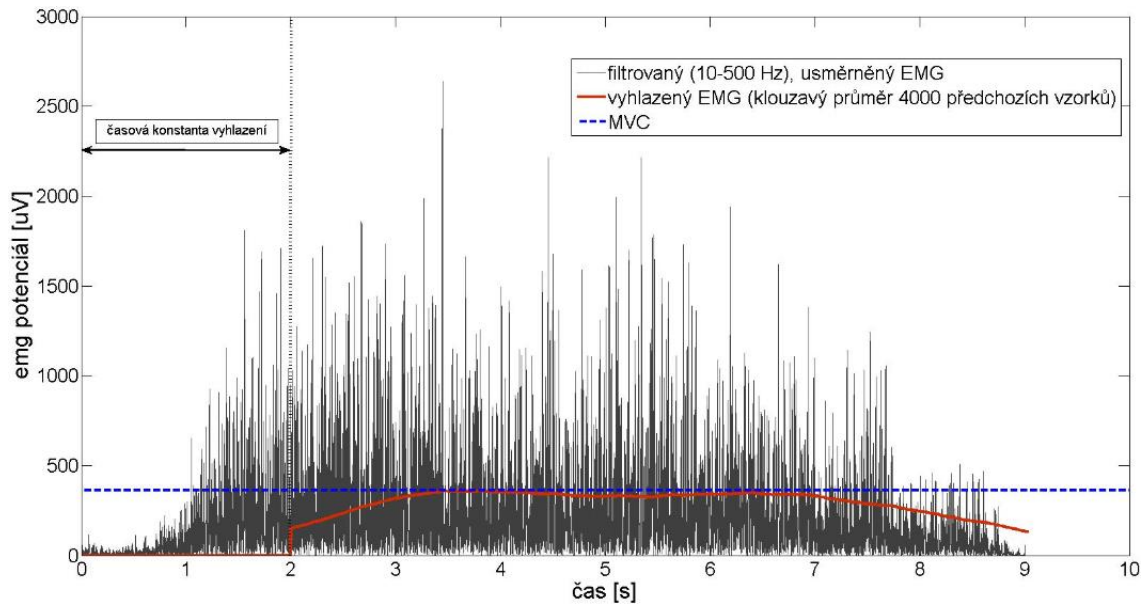
Obr. 10 Měřená část signálu

Výsledky z měření jsme nahráli do PC a importovali do programu MegaWin, kde byla data zpracována. Každá kontrakce byla zvlášť oddělena a zanalyzována její křivka. Dále za pomoci programu Matlab (MathWorks, Inc., Massachusetts, USA) byly spočítány Fourierovy transformace.

V jednotlivých cyklech pohybu, jejichž trvání bylo dle časování 1011 minimálně 3s, byla provedena Fourierova transformace (FT) $y = \text{fft}(x)$ a vypočítána síla signálu pro jednotlivé frekvence: $\text{power } y = y * \text{conj}(y)$

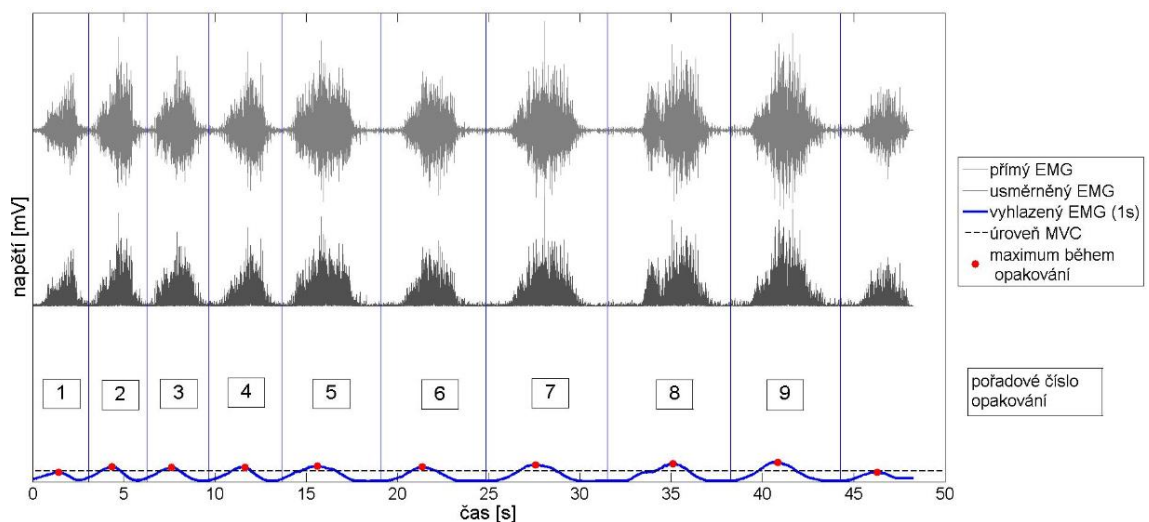
kdy se celková plocha výkonového spektra $\int_1^{500} \text{power}(y)df$ rozdělila na čtyři části o stejné velikosti s kvartilovými mezníky (Q25, medián, Q75).

Při zatížení 1 RM se pro každý sval provedlo filtrování, usměrnění a vyhlazení signálu s časovou konstantou 2s, což odpovídá 4000 vzorkům. Maximální hodnota takto vyhlazeného signálu byla stanovena jako 100% MVC (viz. obr. 11).



Obr. 11 Stanovení úrovně MVC

U každého amplitudového EMG bylo provedeno vyhlazení pomocí klouzavého průměru s časovou konstantou 1s, což odpovídá 2000 vzorkům. Tato hodnota byla vztažena u každého svalu vůči jeho úrovni MVC.



Obr. 12 Zpracování signálu pro amplitudovou analýzu

Na obrázku č. 12 vidíme zpracování EMG signálu pro amplitudovou analýzu. Kde v první řadě vidíme přímý EMG signál, který se odfiltroval dle výše zmíněného

zpracování signálu. Ve druhé řadě je již usměrněný EMG a v poslední řadě došlo ke zmíněnému vyhlazení. A tento signál je protnut získanou úrovní MVC. U každé cyklu vidíme červeně označené maximum, kterého bylo dosaženo během kontrakce.

4.6 Statistické zpracování dat

Pro zobrazení zpracovaných dat pomocí lineární regrese v grafu znázorněné regresní přímkou jsme využili programu MS Excel 2010. Regresní přímkou jsme zvolili proto, aby bylo zřejmé, zda má křivka ve výsledném grafu tendenci stoupat nebo naopak klesat. V programu OriginPro8 jsme získali koeficienty a – sklon - regresní koeficient lineární regresní přímky a b – posun, tedy hodnoty frekvence (v Hz), kde regresní přímka protíná osu y, při modelu:

$$y = ax + b$$

Důležitou charakteristikou vhodnosti regresní funkce je tzv. index determinace. Jeho konstrukce vychází z rozkladu součtu čtvercových odchylek hodnot vysvětlované proměnné od jejich aritmetického průměru. Součet čtvercových odchylek teoretických hodnot od průměru představuje tu část součtu čtverců, kterou je možno vysvětlit zvolenou regresní funkcí. Podíl

$$I^2 = \frac{\sum_{i=1}^n (\hat{y}_i - \bar{y})^2}{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}$$

se nazývá index determinace. Tato míra nabývá hodnot z uzavřeného intervalu $\{0,1\}$.

Index determinace nám udává, z kolika procent variabilita nezávisle proměnné vysvětluje variabilitu závisle proměnné. Tento údaj jsme dostali za pomoci programu OriginPro8.

Dále za pomoci statistického softwaru jsme použili analýzu rozptylu neboli ANOVA (z anglického Analysis of variance). Je to metoda matematické statistiky, která umožňuje ověřit, zda na hodnotu náhodné veličiny pro určitého jedince má statisticky významný vliv.

Z analýzy rozptylu využijeme tzv. p hodnotu, která určuje, na jaké hladině významnosti je možné zamítnout nulovou hypotézu. Porovnává se s předem stanoveným číslem, v biomedicínských oborech bývá standardně nastaveno 0,05.

5 VÝSLEDKY

5.1 Analýza EMG amplitud

Byla provedena analýza EMG amplitudy při 75% maximálním zatížení, během cvičení na posilovacím stroji legpress do úplného vyčerpání.

U každého amplitudového EMG jsme hledali v jednotlivých cyklech maximum u filtrovaného, usměrněného a vyhlazeného signálu s časovou konstantou 1s. A tuto hodnotu jsme vztahovali vůči MVC. Všechny hodnoty se zpracovali v MS Excel 2010 pro zobrazení grafů s vykreslenou regresní přímkou, jež nám ukáže, zda nám hodnoty amplitud v průběhu dalších kontrakcí opravdu stoupají dle vyslovené hypotézy či ne. Grafy jsou v závislosti normalizované hodnoty vůči MVC na číslu kontrakce. Dále byl použit program OriginPro8, kde jsme dostali statistické hodnoty, jako jsou sklon a posun, koeficient determinace, jenž nám řekne, kolik procent rozptylu je možné vysvětlit pomocí fitu. Dále zjistíme pomocí ANOVY statistickou významnost daných hodnot.

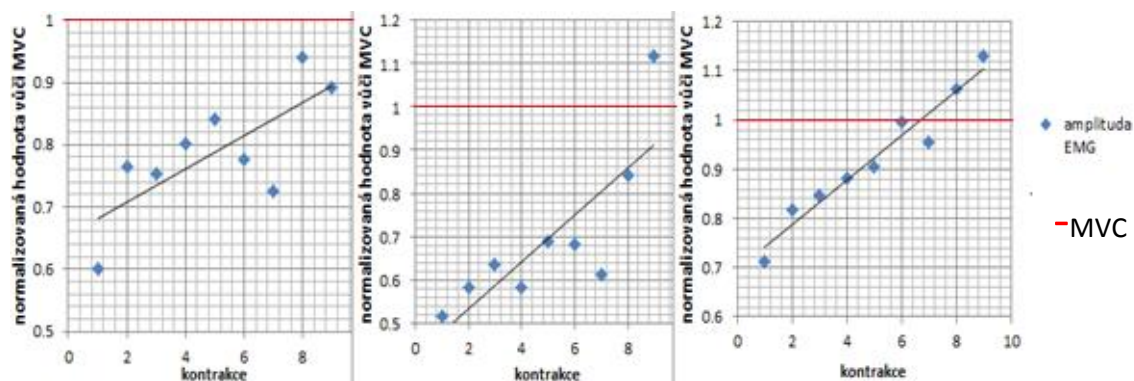
5.1.1 Proband č. 1.

První sledovaný provedl 9 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $3,70 \pm 0,49$ sekund, přičemž poslední 2 kontrakce se vlivem únavy prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Tabulka 1. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK

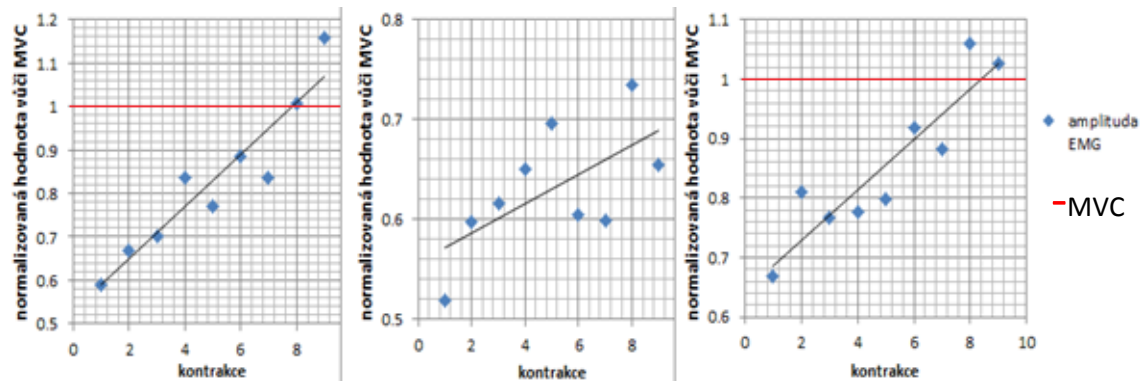
	RF	VM	VL
a	0,027	0,054	0,046
b	0,655	0,426	0,695
Koefic. determinace	0,48	0,60	0,94
Hodnota p	0,02	0,008	0,00001



Měřené svaly na LDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 2. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,059	0,015	0,043
b	0,047	0,038	0,039
Koefic. determinace	0,86	0,32	0,81
Hodnota p	0,0002	0,06	0,0005



Vidíme, že na obou dolních končetinách u všech sledovaných svalů došlo k nárůstu amplitudy. Z hodnot v grafu vidíme, že během cvičení došlo k přiblížení k MVC u pravého RF a levého VM a k překročení hodnoty MVC u ostatních svalů.

Z hodnoty p můžeme vyčíst, jestli jsou vzorky statisticky významné vzhledem k hladině významnosti 0,05. U pravé DK vidíme, že vzorky pro všechny měřené svaly jsou statisticky významné (0,02; 0,008; 0,00001). U levé DK jsou výsledky významné pro svaly rectus femoris a vastus lateralis (0,0002 a 0,0005), nevýznamné u vastus medialis pro mírně zvýšenou hodnotu p (0,06).

5.1.2 Souhrn výsledků analýzy EMG amplitud

Analýzy probandů 2 až 8 jsou zpracovány v přílohách níže. Po zanalyzování všech dat osmi probandů vyplynulo, že došlo k nárůstu EMG amplitudy u 45 ze 48 sledovaných svalů všech jedinců, při opakovaných kontrakcích až do svalové únavy při 75% odporu z maxima. To znamená, že 93,75 % svalů mělo stoupající trend v amplitudách EMG.

V celkovém součtu osmi probandů, kdy jsme zanalyzovali 48 EMG signálů, tedy u každého probanda byly sledovány 3 svaly na pravé a 3 svaly na levé dolní končetině, nám výsledky ukazují statistickou významnost u 32 sledovaných svalů, u 3 případů byla situace těsně nad hladinou významnosti (mezi 0,051 až 0,099) a 13 vzorků bylo statisticky nevýznamných. To nám říká, že 66,7 % vzorků nám statisticky významně potvrzuje hypotézu, že v průběhu svalové únavy nám bude na EMG amplituda stoupat, v 6,3 % jsou lehce za hranicí hladiny významnosti a ve 27 % případů jsou data statisticky nevýznamná.

Situace, kdy se amplituda EMG dostala nad hranici MVC, která byla u každého probanda individuálně stanovena, nastala 35 krát. Z tohoto počtu se nad tuto hranici vyšplhalo v průběhu cvičení 21 sledovaných svalů. A ve 14 případech se zaznamenala amplituda, která už od začátku měření byla nad stanovenou hladinou MVC. Ve zbylých 13 záznamech se amplituda EMG skryla těsně před hranicí MVC. V tabulce níže si ukážeme, jak to u jednotlivých sledovaných svalů každého probanda zvlášť probíhalo.

Tabulka 3. Individuální rozbor amplitudy EMG vzhledem ke stanovené úrovni MVC:

	Nad hranicí MVC (po celou dobu měření)	Nad hranicí MVC (v průběhu měření)	Nedosáhl hranice MVC
1.	-	4 svaly	2 svaly
2.	-	6 svalů	-
3.	6 svalů	-	-
4.	-	5 svalů	1 sval
5.	3 svaly	3 svaly	-
6.	-	-	6 svalů
7.	1 sval	1 sval	4 svaly
8.	4 svaly	2 svaly	-

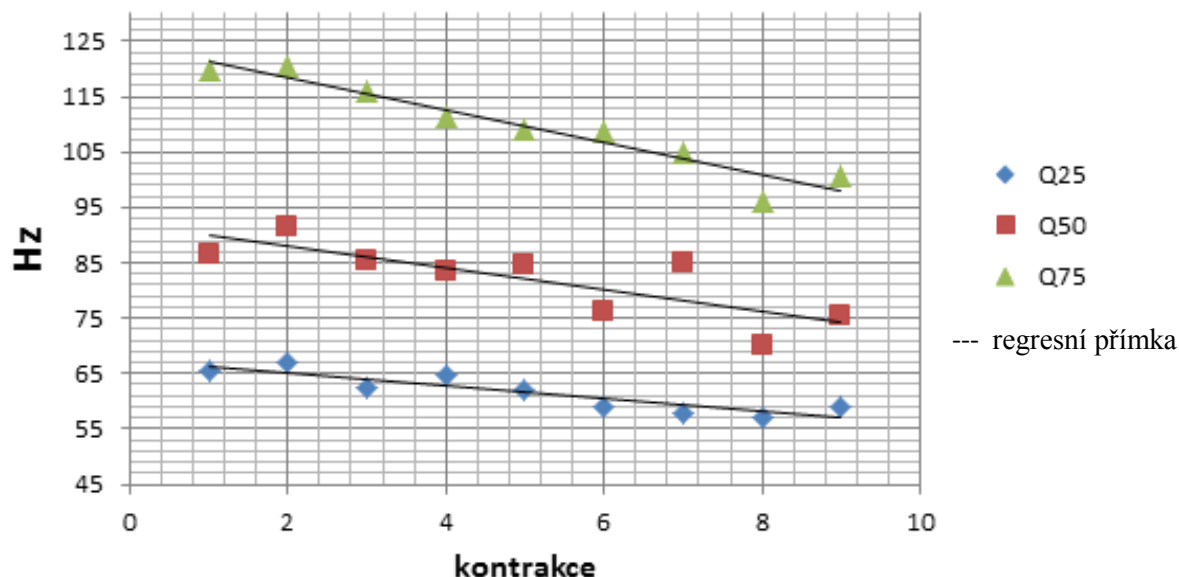
5.2 Spektrální analýza

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75. Sledovanými svaly jsou hlavní extenzory kolenního kloubu, tedy RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis a VL – m. vastus medialis.

Získaná data jsme zpracovali v programu Matlab. Pomocí FFT jsme získali frekvenční spektrum signálu. Každé frekvenční spektrum jsme charakterizovali pomocí parametrů Q25, Q50 a Q75. Následně byly pomocí lineární regrese sledovány trendy ve změnách výše uvedených parametrů spektra. Regresní modely byly provedeny v programu MS Excel. Zjistili jsme, zda opravdu dochází k poklesu frekvencí a zároveň v jaké oblasti je pokles největší. Dále jsme zjišťovali statistickou významnost použitého regresního modelu pomocí hodnoty p a také kvalitu použité regrese pomocí koeficientu determinace v programu OriginPro.

5.2.1 Proband č. 1

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



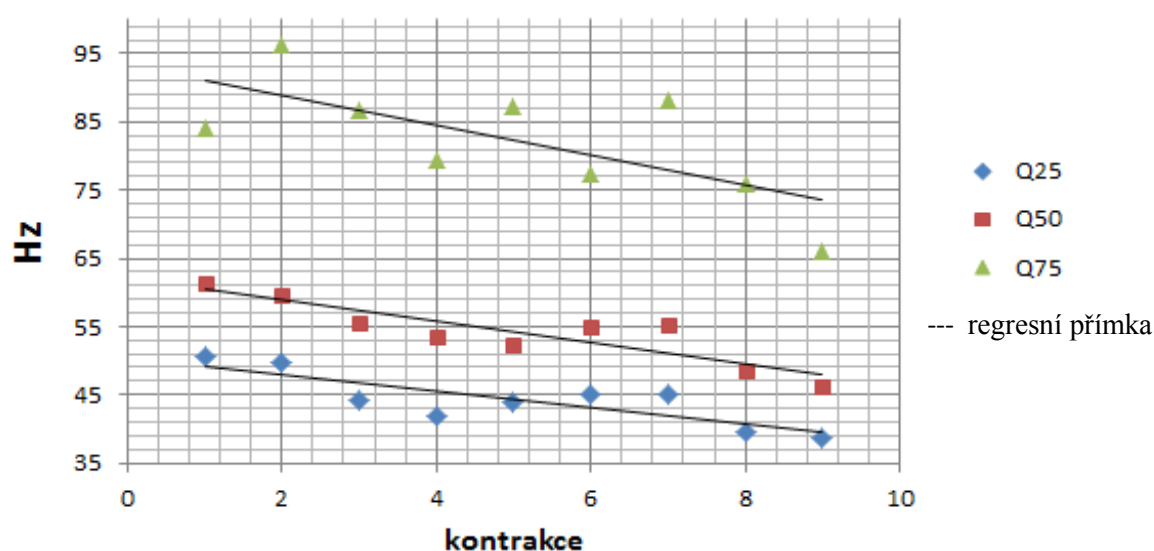
Tabulka 4. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,16	-1,96	-2,91
b	67,44	91,76	124,17
Koefic. determinace	0,78	0,57	0,91
Hodnota p	0,0009	0,01	0,0004

První proband provedl v sérii při cvičení do únavy devět opakovaných kontrakcí. Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u m. rectus femoris vpravo došlo ve spektru k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, medián a Q75.

Zároveň můžeme z tabulky vyčíst, že všechna data jsou statisticky významná pro p hodnoty 0,0009; 0,01 a 0,0004, tedy $p < 0,05$. A také vidíme, že se regresní přímka sklání nejvíce u parametru Q75.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:



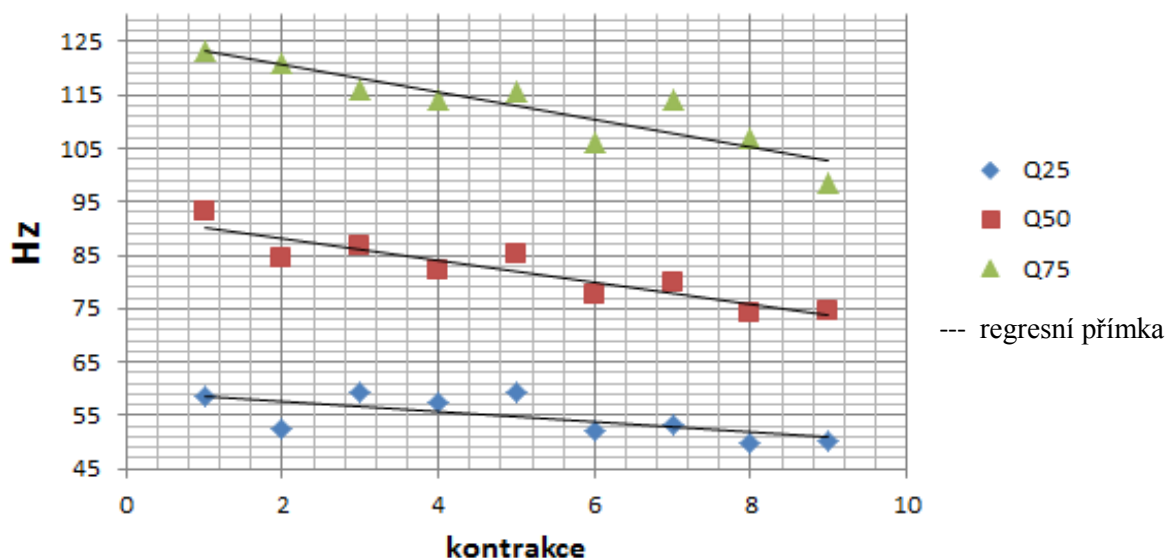
Tabulka 5. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,21	-1,56	-2,21
b	50,29	61,96	93,39
Koefic. determinace	0,63	0,76	0,40
Hodnota p	0,006	0,001	0,04

U svalu vastus medialis vidíme pokles regresních přímek u všech kvartilových hodnot. Přičemž největší sklon jsme zaznamenali u Q75.

Statisticky významné hodnoty jsou u druhého měřeného svalu ve všech případech, kdy hodnota p je vždy pod stanovenou hladinou významnosti 0,05.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:

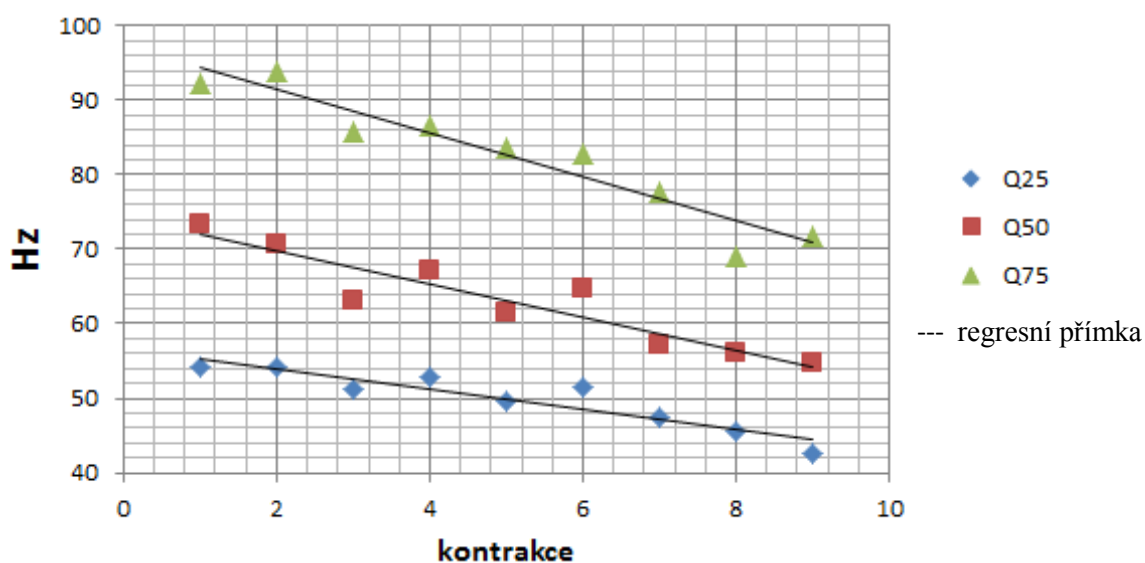


Tabulka 6. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,97	-2,03	-2,56
b	59,53	92,16	125,63
Koefic. determinace	0,37	0,81	0,78
Hodnota p	0,048	0,0006	0,0009

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. vastus lateralis* vpravo došlo ve spektrálním rozložení k poklesu všech sledovaných hodnot. Zároveň můžeme z tabulky vyčíst, že všechna data jsou statisticky významná pro p hodnoty 0,048; 0,0006 a 0,0009. Dále vidíme, že největší sklon nacházíme u parametru Q75.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



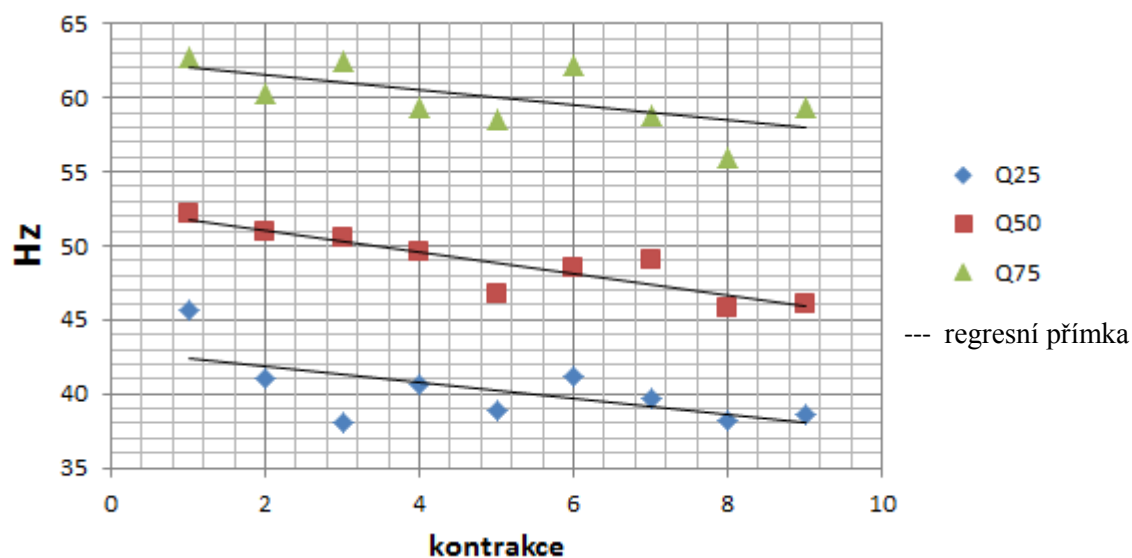
Tabulka 7. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,36	-2,21	-2,95
b	56,72	74,16	97,36
Koefic. determinace	0,84	0,84	0,89
Hodnota p	0,0003	0,0003	0,00008

Stejný případ zaznamenáváme i u laterálního vastu na levé dolní dolní končetiny, kdy je všude přítomen pokles hodnot, které nám v grafu znázorňuje regresní přímka, přičemž nejvíce se sklání u parametru Q75

A zároveň je zde malý rozptyl jednotlivých hodnot, čímž jsme dostali statisticky významná data s p hodnotami 0,0003; 0,0003 a 0,00008.

Sval: *m. vastus medialis sin.*:



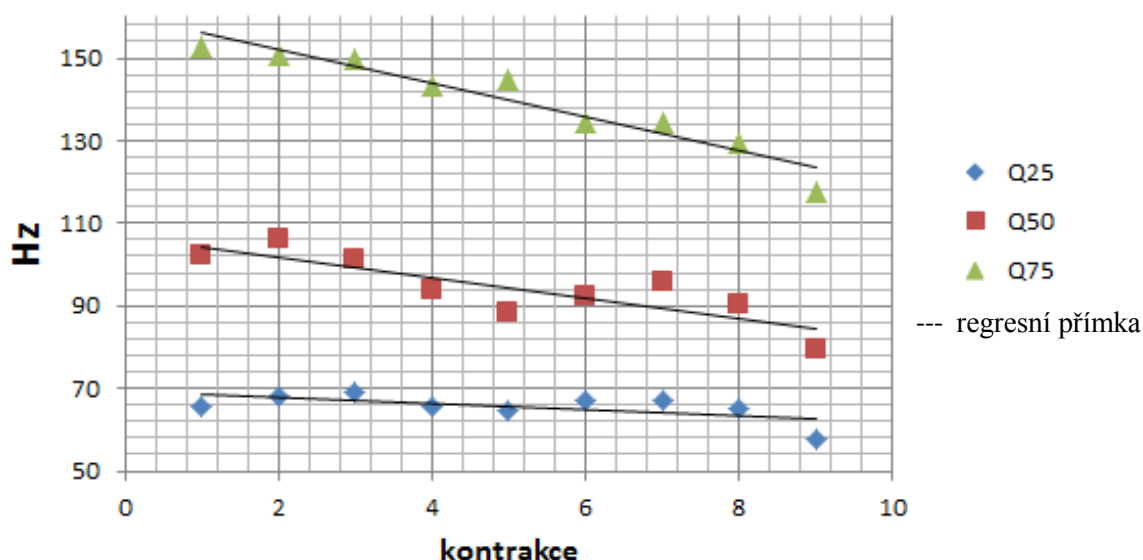
Tabulka 8. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,55	-0,73	-0,51
b	42,93	52,49	62,55
Koefic. determinace	0,31	0,77	0,32
Hodnota p	0,06	0,001	0,06

Mediální vastus levé DK nám znázorňuje mírnější pokles hodnot ve všech kvartilech. Ale zde nám poslední kvartil neklesá výrazněji více, jako tomu je u ostatních svalů.

Hodnota p je nižší než 0,05 jen u mediánu s hodnotou 0,001 a je statisticky významný. U kvartilů Q25 a Q75 dosáhla hodnota p těsně nad stanovenou hladinu, když dosáhla hodnoty v obou případech 0,06.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 9. Parametry pro RF na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,72	-2,51	-4,06
b	69,21	106,82	160,02
Koefic. determinace	0,25	0,67	0,91
Hodnota p	0,09	0,004	0,0005

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. rectus femoris* vlevo došlo u prvního probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, medián a Q75. A zároveň je zřejmé, že největší pokles nastal u Q75.

Hodnota p pro statistickou významnost je nad hodnotou 0,05 jen u kvartilu Q25 (0,09). U mediánu a u Q75 jsou hodnoty nižší, konkrétně 0,004 a 0,0005.

5.2.2 Souhrn výsledků spektrální analýzy

Analýzy probandů 2 až 8 jsou zpracovány v přílohách níže. Po zanalyzování všech, tedy 144 vzorků, kdy jsme sledovali parametry Q25, medián a Q75 na 6 svalech dolních končetin u osmi probandů, vyplynulo, že pokles frekvence při spektrální analýze nastal ve 135 případech, tedy v 93,75 %. Ve zbylých 6,25 %, tedy 9 případech nastal nárůst frekvencí. Navíc 6 z nich bylo statisticky nevýznamných, kdy data překročila hranici významnosti o velkou hodnotu a jen ve 3 případech byli statisticky významné. Tedy to potvrzuje naši hypotézu, kdy zaokrouhleně v 94 % dochází k poklesu všech frekvencí Q25, Q50 a Q75.

Statisticky významný pokles byl pro hladinu významnosti 0,05 u 101 řad, to znamená v 75 %. V dalších 13 případech nastala situace, kdy hodnota p překročila danou hladinu významnosti jen v minimální míře (hodnoty mezi 0,051 – 0,099), tedy v 10 %. A zbylých 21 vzorků bylo statisticky nevýznamných, což dělalo zbylých 15 %.

Také jsme předpokládali, že nejvíce budou klesat hodnoty frekvencí u Q50 a zejména u Q75. Ze všech sledovaných svalů, které měly ve výsledcích vykreslenou regresní přímku, jež má klesající trend u všech tří parametrů, tedy u 45 trojic vzorků, jsme zaznamenali 37 krát případ, že je sklon postupně výraznější s každým kvantilem, tedy nejvýraznější u Q75. To znamená u 82 %. V 8 případech, což nám dává zbylých 18%, se pohybovali sklony přímek v podobných číslech nebo nastal dokonce opačný případ, kdy byl sklon větší u Q25 než u Q75.

6 DISKUZE

Hlavním cílem práce bylo zjištění změn ve spektrálním rozložení EMG signálu při krátkodobé zátěži dolních končetin, a dále také změny amplitudy EMG při této činnosti vlivem rostoucí svalové únavy.

V první hypotéze jsme předpokládali, že když proband bude opakovaně provádět pohyby na stroji legpress při submaximálním 75 % zatížení z maximální váhy a dojde tak k vyčerpání a svalové únavě, uvidíme změny amplitudy EMG, která by měla narůstat. Tento předpoklad se nám potvrdil, kdy v 93,75 % zanalyzovaných EMG signálů byl potvrzen narůstající trend amplitudy. Ve všech těchto narůstajících případech mělo přitom statistickou významnost 66,7 %, když byla stanovena hladina významnosti na hodnotu 0,05. A u dalších 6,3 % se hodnoty p dostali jen těsně nad hladinu významnosti. Zbylých 27 % analyzovaných EMG signálů bylo statisticky nevýznamných. To nám potvrdilo, že se během opakovaných kontrakcí hlavních extenzorů kolenního kloubu rekrutují další motorické jednotky, které doplňují a střídají ty vyčerpané.

Tím můžeme naše zjištění srovnat s tím co tvrdí Winter (2009), že za pomoci EMG zjistíme svalovou únavu, která vzniká na úrovni celého neuromuskulárního systému, bez toho že by došlo k poklesnutí vynaložené mechanické síly. Únavu definuje jako pokles výkonnosti, během níž se objevuje pocit slabosti nebo svalová bolest. A na elektromyografickém signálu se únava projeví zvýšenou amplitudou.

To nám potvrzuje i Roy (2007), kdy říká, že amplituda je závislá na počtu zapojených motorických jednotek. Popisuje vztah, že čím víc jich je zapojeno, tím je amplituda větší.

Také jsme pozorovali, kdy se amplituda EMG dostane nad individuálně stanovenou hranici MVC. Tato možnost nastala 35 krát s tím, že ve 21 případech se nad tuto hranici dopracovalo v průběhu cvičení, většinou až při posledních opakováních. Také se ale 14 krát stalo, že nad hranicí MVC byla působnost svalů po celou dobu měření. A ostatních 13 svalů se jen přiblížilo k hranici MVC.

Fenomén, kdy nastala situace, že byl záznam už od počátku nad hranicí MVC, nám říká, že byl problém se stanovením úrovně MVC, jelikož ne všichni sledovaní

probandi jsou schopni pracovat s maximální silou. A tudíž nastala situace například u probanda č. 8, kdy byly hodnoty v průměru měření vyšší od počátku. Proto by byla lepší homogenní skupina, kde by takové odchylky nemusely být.

Problém, který se také vyskytl při tomto měření cvičení do únavy, byla nestejná délka kontrakcí. Optimálně by v průběhu cvičení nemělo docházet k časovému vychýlení. Bohužel i přes pokyn dodržovat stejnou frekvenci zdvihání břemene před začátkem měření, který byl probandům dán, docházelo z důvodů vyčerpání k prodlevě převážně u posledních opakování.

Zajímavé srovnání s analýzou amplitudy EMG nacházíme ve studii Ivese (2003), kde sledovali pomocí EMG u 8 probandů m. triceps brachii. Proband měl provést 3 série izometrické kontrakce s maximální silou a pak také 3 série nejrychleji možné dynamické kontrakce do flexe a extenze loketního kloubu. Izometrie trvala 3-4 vteřiny. Dynamické pohyby v loketním kloubu prováděl proband 40-50 krát. Z výsledků zjistil, že u izometrické kontrakce vrchol amplitudy EMG roste stejně jako v naší práci. Ale naopak u rychle střídajících se pohybů se amplituda EMG snižuje, což si vysvětluje krátkou relaxační fází během práce antagonisty.

Dále také Arendr – Nielsen (1988) popisuje, že amplituda EMG roste během izometrické kontrakce a to i při submaximální zátěži, kdy toto zjištění sledoval na quadricepsu femoris.

Naše studie se také shoduje s podobnou studií Tesche (1990), který popisuje EMG amplitudu během submaximálního dynamického cvičení, kde dospěl k závěru, že amplituda EMG narůstá. Ale na druhou stranu píše, že během cvičení s maximální úrovní svalové kontrakce se amplituda EMG snižuje.

Nicméně se zdá, že vztah mezi amplitudou a vyvinutou silou je odlišný v rámci jednotlivých cvičebních protokolů. Dideriksen (2010) popisuje EMG amplitudu a její vztah k vyvinuté síle na různých protokolech únavy. Ukazuje to na příkladu tří odlišných izometrických cvičení, kdy sledoval svaly na různé procentuální úrovni svalové síly z maxima. Vztah mezi amplitudou a silou byl různý, kdy záleželo, který případ únavového protokolu použil.

V druhé hypotéze jsme předpokládali, že při stejném měření navíc bude docházet vlivem rostoucí lokální svalové únavy ke změnám ve spektrálním EMG,

konkrétně k poklesu sledovaných hodnot frekvence, tedy v Q25, mediánu a Q75. A i při tomto předpokladu jsme našli shodu, protože u téměř 94 % ze 144 časových řad se potvrdilo, že hodnoty frekvence klesaly. To znamená, že se nám potvrdil úkaz o vyčerpávání vysoko-prahových motorických jednotek (FG svalových vláken). Zde byla statistická významnost o něco vyšší, než u amplitudové analýzy. Data prošla hladinou významnosti 0,05 ze tří čtvrtin. Bylo to tedy 75 % s tím, že dalších 10 % bylo jen mírně nad hladinou významnosti. Zbývajících 15 % dat bylo statisticky nevýznamných.

Dále jsme pozorovali u klesajících hodnot také, kde je pokles největší. S naším předpokladem, že nejvíce se bude projevovat u mediánu a Q75 se shoduje celých 82 %. Zbýlých 18 % přilehlo na případy, kdy buď frekvence klesaly u všech kvartilů přibližně stejně, nebo byl znatelnější pokles u Q25.

O posunu spektra k nižším frekvencím při měření povrchovým EMG, mluví Latash (2008) u synchronizace výbojů MJ. Tu popisuje jako adaptivní mechanismus, který vede ke zvýšení svalové síly. Mluví o tom, že synchronizace se nevyskytuje jen při svalové únavě, ale i u motorických poruch, charakterizovaných sníženou svalovou silou jako jsou parézy při postižení CNS.

Shodu nalézáme ve studii Gonzalese-Izala (2010). Ten provedl studii 10 zdravých rekreačně sportujících probandů, kteří při měření povrchovým EMG také prováděli legpress, ale s maximální váhou, toto cvičení mělo pět opakování. Ve studii popisuje klesající tendenci ve frekvenčním spektru a popisuje, že statistická významnost byla významnější u prvního opakování, oproti posledně provedeným.

Další studií, kde vidíme shodu v poklesu hodnot ve frekvenčním spektru, nalézáme u Thongpanja (2012). Ten měřil pomocí EMG čtyři svaly předloktí a prováděl flexi v loketním kloubu v pronačním postavení předloktí. Provedl čtyři série, když začínal na 2 kg závaží a v každé další sérii přidal o 2 kg více. Ve výsledcích popisuje závislost svalové únavy na frekvenčním spektru, kdy dochází k poklesu hodnot.

Ve studii Rogerse (2013) se popisuje měření EMG, kde sledoval svalovou únavu m. biceps brachii během izometrické kontrakce i při dynamickém pohybu. V obou těchto případech svalové únavy došel k závěru statisticky významného poklesu frekvencí ve sledovaném spektru.

Data, která byla statisticky nevýznamná, jak u amplitudové, tak i u spektrální analýzy, mohla být ovlivněna celou řadou faktorů. Studie Dimitrova et al. (2009), která se věnovala vlivu rušení během měření svalové únavy za pomoci elektromyogramu, popisuje citlivost měření, která je závislá na rozmístění elektrod a jejich longitudinálním postavení. Zjistili, že pro odstranění problému by bylo zapotřebí použít elektrody, které by dokázali pokrýt celou délku měřených vláken.

V našem případě byla skupina probandů náhodně vybraných studentů FTVS. Každý z nich provozuje různé sporty na rekreační úrovni, tudíž mají různé předpoklady k vytrvalosti nebo naopak k vyčerpání. Pro výzkum by byl vhodnější zvolit nějaký oddíl z jednoho sportovního odvětví, který podstupuje stejné dávky tréninkových drilů pro vyšší homogenitu souboru.

Dalším problémem u měření povrchovým EMG mohlo být umístění elektrod, které nemusí být povrchovými elektrodami i za pomoci manuálu přesné. Navíc mohl být u některých problém i s impedancí pokožky a signál tak nemusel být zcela správný.

Existuje také celá řada faktorů, které mohou ovlivnit pokles výkonnosti, jako je snížení schopnosti svalových vláken vytvářet sílu, snížení účinnosti neuromuskulární synapse, změny ve struktuře pálení alfa-motoneuronů a v neposlední řadě častý faktor u sportovců je psychický stav, ať už pozitivní motivace nebo negativní nervozita a podobné.

Je zřejmé, že během delší doby, kdy je sval aktivní, dojde k jeho únavě. Jde o fyziologickou reakci, která dokáže zabránit naprostému vyčerpání či poškození svalů.

7 ZÁVĚR

Cílem práce bylo sledování změn elektromyografických parametrů při měření svalů dolních končetin v závislosti na rostoucí svalové únavě při cvičení na posilovacím stroji legpress. Sledovanými svaly byly hlavní extenzory kolenního kloubu na pravé i levé DK, konkrétně to tedy byl m. rectus femoris, m. vastus medialis a m. vastus lateralis.

Studie dokázala, že při opakující práci, kdy dochází k únavě svalů, tělo rekrutuje více motorických jednotek, aby daný úkon člověk zvládl provést. Zároveň se ve studii prokázalo, že při svalové únavě, dochází k vyčerpání FG svalových vláken, které nám potvrdili klesající sledované parametry frekvencí při spektrální analýze.

U amplitudové analýzy byl v 67 % nalezen statisticky významný nárůst amplitudy EMG. Nárůst amplitudy nám tedy dokázal, že při opakované zátěži, kdy se sval unavuje, dochází k náboru dalších motorických jednotek pro udržení svalové síly a možnosti pokračovat v daném úkonu. Častým jevem bylo i překročení stanovené hladiny MVC během cvičení, konkrétně to mu tak bylo 35 krát. Naproti tomu se třináctkrát stalo, že hodnoty amplitudy byly pod touto hranicí.

Při spektrální analýze jsme sledovali frekvenci parametrů (Q25, medián a Q75), kdy jsme při hypotéze předpokládali pokles frekvence v jednotlivých kvartilech, což indikuje vyčerpání svalových vláken, převážně vysoko-prahové motorické jednotky. Zjistili jsme, že jednotlivé kvartily klesají z 94 %. Také jsme dokázali, že ve většině případů (82 %) dochází k největšímu poklesu u posledního parametru Q75. To znamená, že se nám potvrdil úkaz o vyčerpávání vysoko-prahových motorických jednotek (FG svalových vláken).

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

ADRIAN, E. D.; BRONK, D. W.. The discharge of impulses in motor nerve fibers. Part II. The frequency of discharge in reflex and voluntary contractions. *The Journal of Physiology* [online]. March 1929, vol. 67, no. 2, p. 119–151 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1402822/?page=2>>.

ALIZADEHKHAIYATA, O.; FISHERB, A. C.; KEMPC, G. J.; VISHWANATHAND, K.; FROSTICKA, S. P.. Shoulder muscle activation and fatigue during a controlled forceful hand grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, vol. 21, no. 3, p. 478–482 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641111000332>>.

ARENDR-NIELSEN, L.; MILLS, K. R. Muscle fibre conduction velocity, mean power frequency, mean EMG voltage and force during submaximal fatiguing contractions of human quadriceps. *European Journal of Applied Physiology*. 1988, vol. 58, no. 1-2

BASMAJIAN, J. V.; DE LUCA, C. J.. *Muscles Alive: Their Functions Revealed by their Electromyography*. 5th ed. Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985. 561 s. ISBN 0-683-00414-X.

BEDNAŘÍK, J. a kol. *Nemoci kosterního svalstva*. 1. vyd. Praha: Triton, 2001, 470 s. ISBN 80-7254-187-0.

BULLOCK, T. H.; ORKAND, R.; GRINNELL, A. *Introduction to Nervous Systems*. San Francisco: W. H. Freeman & Co, 1978, 559 p. ISBN 978-0-7167-0030-2.

CIFREK, M.; MEDVED, V.; TONKOVIC, S.; OSTOJIC, S.. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*. May 2009, vol. 24, no. 4, p. 327-340.

ČECHOVSKÁ, I.; DOBRÝ, L. Borgova škála subjektivně vnímané námahy a její využití. *Tělesná výchova a sport mládeže*, 2008, roč. 74, č. 3, s. 37-45.

DELAVIER, F. *Strength training anatomy*. 3rd ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2010. 192 p. ISBN 978-0-736-09226-5.

DE LUCA, C. J. Electromyography. *Encyclopedia of medical device and instrumentation*. In WEBSTER, J. G. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*. 2nd ed. Wiley-Blackwell, 2006. 3666 p. ISBN 978-0-471-26358-6
Dostupné z: http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials_Technical%20Notes.html.

DE LUCA, C. J. Surface Electromyography: Detection and recording. *Delsys* [online]. 2002, p. 1-10 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: https://www.delsys.com/Attachments_pdf/WP_SEMGintro.pdf.

DE LUCA, C. J. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, vol. 13, no. 2, p. 135-163 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: <http://delsys.com/decomp/078.pdf>.

DIDERIKSEN J. L.; FARINA, D.; ENOKA, R. M. Influence of fatigue on the simulated relation between the amplitude of the surface electromyogram and muscle force. *Philosophical transactions. Series A, Mathematical, physical, and engineering sciences*. 2010, vol. 368, no. 1920, p. 2765-2781.

DIETZ, V. Human neuronal control of automatic functional movements: Interaction between central programs and afferent input. *Physiological Reviews*. January 1992, vol. 72, no. 1, p. 33-69.

DIMITROVA, N. A.; ARABADZHIEV, T. I.; HOGREL, J.-Y.; DIMITROV, G. V.. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *Journal of Electromyography*

and Kinesiology [online]. April 2009, vol. 19, no. 2, p. 252–258 [cit. 2014-12-07].
Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107001459>>.

DROST, G.; STEGEMAN, D. F.; ENGELEN, B. G.; ZWARTS, M. J. Clinical applications of high-density surface EMG: a systematic review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. December 2006, vol. 16, no. 6., p. 586–602.

DYLEVSKÝ, I. *Základy anatomie a fyziologie člověka*. Olomouc: Epava, 1998. 429 s. ISBN 80-901-667-0-9.

EBERSOLE, K. T.; HOUSH, T. J.; WEIR, J. P.. The effects of leg angular velocity on mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic signal. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, January - February 2000, vol. 40, no. 1, p. 49-55.

ENOKA, R. M. *Neuromechanical Basis of Kinesiology*. 2nd ed. Champaign, IL: Human Kinetics. 1994. 592 p. ISBN 978-08-732-2665-3.

ENOKA, R. M. *Neuromechanics of human movement*. 4th ed. Champaign: Human Kinetics, 2008. 560 p. ISBN 978-07-360-6679-2.

FLORIMOND, V. Basics of surface electromyography: Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. Montreal, Canada, 2009. Dostupné z: <http://www.thoughttechnology.com/pdf/manuals/MAR908-03%20SEMG%20applied%20to%20physical%20rehabilitation%20and%20biomechanics.pdf>.

GASSER, H. S; ERLANGER, J.. A study of the action currents of nerve with the cathode ray oscillograph. *American Journal of Physiology*. November 1922, vol. 62, no. 3, p. 496-524.

GATES, D. H.; DINGWELL, J. B.. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upper extremity repetitive movements. *Journal of Biomechanics* [online]. March 2010, vol. 43, no. 5, p. 913–919 [cit. 2014-12-07]. Dostupné z: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2834814/>>.

GUGLIELMINOTTI, P.; MERLETTI, R. Effect of electrode location on surface myoelectric signal variables: a simulation study. *Studies in Health Technology and Informatics*. 1993, vol. 5, p. 106. ISSN 1424-8220.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Textbook of Medical Physiology*. 11th ed. Michigan: Elsevier Saunders. 2006. 1116 p. ISBN 978-0-7216-0240-0.

HAGG, G. M.; MELIN, B.; KADEFORS, R. Applications in Ergonomy. In *Electromyography: Physiology, Engineering and non-invasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004, p. 343-358. ISBN 0-471-67580-6.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M.. *Biomechanical Basis of Human Movement*. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2003. 461 p. ISBN 0-7817-6306-1.

HRAZDIRA, I.; MORNSTEIN, V.. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001. 381 s. ISBN 80-902-8961-4.

CHOUTKA, M.; DOVALIL, J.. *Sportovní trénink*. 2. vyd. Praha: Olympia, 1991. 333 s. ISBN 80-7033-099-6.

ISMAIL, A. R.; ASFOUR, S. S.. Continuous wavelet transform application to EMG signals during human gait. *Signals, Systems and Computers*. November 1998, vol. 1, p. 325-359. ISSN 1058-6393.

IVES, J. C., WIGGLESWORTH, J. K., Sampling rate effects on surface EMG timing and amplitude measures. *Clinical Biomechanics* [online]. April 2003, vol. 18, p. 543-552 [cit. 2014-12-10]. Dostupné z <http://ac.els-cdn.com/S0268003303000895/1-s2.0-S0268003303000895-main.pdf?_tid=51c7d60a-8059-11e4-9a36-00000aab0f26&acdnat=1418208364_0c305ac48a02b8240f09f8a8de898655>.

IZAL, M. G.; MALANDA, A.; NAVARRO-AMÉZGUETA, I.; GOROSTIAGA, E. M.; MALLOR, F.; IBANEZ, J.; IZGUIERDO, M. EMG spectral indices and muscle power fatigue during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010, vol. 20, p. 233-240.

JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*, 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1993. 108 s. ISBN 80-7013-160-8.

JANDA, V. a kol. *Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek*. 1. vyd. Praha: Grada, 2004. 325 s. ISBN 80-247-0722-5.

KAMEN, G.; GABRIEL, D. *Essentials of electromyography*. 2nd ed. USA, Champaign: Human Kinetics, 2010. 280 s. ISBN 97-807-3608-550-2.

KAPANDJI, I. A.. *The physiology of the joints - Volume 2 - The Lower Limb*. 6th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2011. 336 p. ISBN 978-0-7020-3942-3.

KELLER, O. *Obecná elektromyografie*. 1.vyd. Praha: Triton, 1999, 176 s. ISBN 80-725-4047-5.

KITTNAR, O. a kol. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-80-247-3068-4.

KLEINPENNING, P. H.; GOOTZEN, A.; OOSTEROM, A.; STEGEMAN, D. F. The equivalent source description representing the extinction of an action potential at a muscle fiber ending. *Mathematical Biosciences*. September 1990, vol. 101, no. 1, p. 41-61.

KONRAD, P. The ABC of EMG. *A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. Noraxon INC. USA, April 2005. 60 p.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

KUMAR, D. K.; PAH, N. D.; BRADLEY, A. Wavelet analysis of surface electromyography to determine muscle fatigue. *IEEE Transaction on Neural Systems & Rehabilitation Engineering*. December 2003, vol. 11, no. 4, p. 400-406, ISSN 1534-4320.

LATASH, M. L. *Neurophysiological Basis of Movement*. 2nd ed. Canada: Human Kinetics, 2008. 427 p. ISBN: 978-0-7360-6367-8.

MERLETTI, R.; PARKER, P. A. *Electromyography: physiology, engineering, and noninvasive applications*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2004. 477 p. ISBN 0-471-67580-6.

NICHOLS, T. R. A biomechanical perspective on spinal mechanisms of coordinated muscular action: an architecture principle. *Acta Anatomica*. June 1994, vol. 151, no. 1, p. 1-13. ISSN 1422-6421.

OBERG, T. Muscle fatigue and calibration of EMG measurements. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. December 1995, vol. 5, no. 4, p. 239-243 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641196855829>>.

OTÁHAL, S.; TLAPÁKOVÁ, E.; ŠOFROVÁ, M. *Kompendium biomechanika* [online]. 2003 [cit. 2014-09-5]. Dostupné z: <<http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>>.

PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.; ČEMUSOVÁ, J. Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, roč. 16, č. 4, s. 177–180. ISSN 1211-2658.

PENHAKER, M.; IMRAMOVSKÝ, M.; TIEFENBACH, P. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.

RODOVÁ, D.; MAYER, M.; JANURA, M. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 174-177. ISSN 1211-2658.

ROGERS, D. R.; MACISAAC, D. T. A comparison of EMG based muscle fatigue assessments during dynamic contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2013, vol. 23, p. 1004-1011.

ROTA, S.; MOREL, B.; SABOUL, D.; ROGOWSKI, I.; HAUTIER, CH.. Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. February 2013, vol. 24, no. 1, p. 90-97 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113002393>>.

ROTHWELL, J. *Control of human voluntary movement*. 2nd ed. London: Chapman & Hall, 1994. 520 p. ISBN 978-94-011-6960-8.

ROY, S. H.; DE LUCA, G.; CHENG, M. S.; JOHANSSON, A.; GILMORE, L. D.; DE LUCA, C. J.. Electro-mechanical stability of surface EMG sensors. *Medical & Biological Engineering & Computing*, May 2007, vol. 45, no. 5, p. 447-457.

SALADIN, K. S.. *Anatomy and Physiology: the unity of form and function*. 6th ed. New York: McGraw-Hill, 2012. 1136 p. ISBN 978-0-07-337825-1.

SILVERTHORN, D. U. *Human Physiology: An Integrated Approach*. 5th ed. San Francisco: Benjamin-Cummings, 2009. 992 p. ISBN 978-0-321-55980-7.

SMITH, N. P.; BARCLAY, C. J.; LOISELLE, D. S.. The efficiency of muscle contraction. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*. May 2005, vol. 88, no. 1, p. 1-58.

SODERBERG, G. L.; KNUTSON, L. M.. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Physical Therapy* [online]. May 2000, vol. 80, no. 5, p. 485-498 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: <<http://ptjournal.apta.org/content/80/5/485.long>>.

ŠŤASTNÝ, P.; PETR, M.. *Funkční silový trénink*. Praha: UK Praha, FTVS, 2010. 214 s. ISBN 978-80-86317-93-9.

TESCH, P. A.; DUDLEY, G. A.; DUVOISIN, M. R.; HATHER, B. M.; HARRIS, R. T. Force and EMG signal patterns during repeated bouts of concentric or eccentric muscle actions. *Acta Physiologica Scandinavica*, 1990, vol. 138, no. 3, p. 263-71.

THONGPANJA, S.; PHINYOMARK, A.; PHUKPATTARANONT, P.; LIMSAKUL, C. A feasibility Study of Fatigue and Muscle Contraction Indices Based on EMG Time-dependent Spectral Analysis. *Procedia Engineering*, 2012, vol. 32, p. 239-245.

VANDERKA, M. *Silový tréning pre výkon*. Bratislava: Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport, 2013.

VÉLE, F., NECHVÁTALOVÁ, L. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozš. a přeprac. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-725-4837-9.

VODRÁŽKA, Z. *Biochemie*. Praha: Academia, 2007. 508 s. ISBN 978-80-200-0600-4.

WAXMAN, S. G. *Molecular Neurology*. 1st ed. Burlingon: Academic Press, 2007. 600 p. ISBN 978-0-12-369509-3.

WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken N. J.: Wiley, October 2009, 384p. ISBN 978-0-470-39818-0.

ZHOU, Q. X.; LIU, Z. Q.; XIE, F. Evaluation of Muscle Fatigue Based on Surface Electromyography and Subjective Assessment. *Digital Human Modeling and Applications in Health, Safety, Ergonomics, and Risk Management. Human Body Modeling and Ergonomics*. July 2013, vol. 8026, p. 179-185. ISSN 0302-9743.

ZHOU, Q. X.; CHEN, Y. H.; MA, CH.; ZHENG, X. H.. Evaluation of upper limb muscle fatigue based on surface electromyography. *Science China Life Sciences* [online]. October 2011, vol. 54, no. 10, p. 939-944 [cit. 2014-12-06]. Dostupné z: <http://download.springer.com/static/pdf/180/art%253A10.1007%252Fs11427-011-4229-z.pdf?auth66=1417889898_e0df10117796a1bdd9fd2bdb635ff25a&ext=.pdf>.

ZWARTS, M. J.; STEGEMAN, D. F.. Multichannel surface EMG: basic aspects and clinical utility. *Muscle & Nerve*. July 2003, vol. 28, no. 1, p. 1-17.

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Příloha č. 3: Fotodokumentace během měření

Příloha č. 4: Analýza amplitudy EMG probanda č. 2

Příloha č. 5: Analýza amplitudy EMG probanda č. 3

Příloha č. 6: Analýza amplitudy EMG probanda č. 4

Příloha č. 7: Analýza amplitudy EMG probanda č. 5

Příloha č. 8: Analýza amplitudy EMG probanda č. 6

Příloha č. 9: Analýza amplitudy EMG probanda č. 7

Příloha č. 10: Analýza amplitudy EMG probanda č. 8

Příloha č. 11: Spektrální analýza probanda č. 2

Příloha č. 12: Spektrální analýza probanda č. 3

Příloha č. 13: Spektrální analýza probanda č. 4

Příloha č. 14: Spektrální analýza probanda č. 5

Příloha č. 15: Spektrální analýza probanda č. 6

Příloha č. 16: Spektrální analýza probanda č. 7

Příloha č. 17: Spektrální analýza probanda č. 8

Příloha č. 1: Vyjádření etické komise



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín
tel.: 220 171 111
<http://www.ftvs.cuni.cz/>

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, doktorské, diplomové (bakalářské) práce, zahrnující lidské účastníky

Název: Elektromyografická analýza svalů dolní končetiny v závislosti velikosti překonávaného odporu

Forma projektu: diplomová práce

Autor (hlavní řešitel): Lukáš Raba

Školitel (v případě studentské práce): Mgr. Vladimír Hojka, PhD.

Popis projektu:

Tato práce bude experimentální vědecká metoda. Experimentálním faktorem je velikost odporu (při legpressu - extenze kolenního a kyčelního kloubu) v rozmezí od 70% do 110% maximální váhy a míra svalové únavy realizovaná rostoucím počtem opakování v rozmezí 75-80% individuálního maxima do úplného vyčerpání. Měření bude zahrnovat 9 probandů. K měření bude využit povrchový elektromyografický přístroj (EMG). Pomocí EMG budeme měřit 5 svalů na každé dolní končetině. Hlavním cílem práce je zjistit změny v amplitudovém a spektrálním složení EMG signálu v důsledku působení různé velikosti odporu a působení lokální svalové únavy u svalů dolních končetin.

Zajištění bezpečnosti pro posouzení odborníky:

Veškeré metody při měření s probandy budou probíhat pouze neinvazivně, prostřednictvím povrchového EMG.

Etické aspekty výzkumu

Osobní data probandů budou použita pouze pro účely diplomové práce a bude zachována anonymita i na fotografiích.

Informovaný souhlas (příložen)

V Praze dne 16.12.2013

Podpis autora:

Vyjádření etické komise UK FTVS

Složení komise: Doc. MUDr. Staša Bartáňková, CSc.
Prof. Ing. Václav Bunc, CSc.
Prof. PhDr. Pavel Šlepička, DrSc.
Doc. MUDr. Jan Heller, CSc.

Projekt práce byl schválen Etickou komisí UK FTVS pod jednacím číslem: 206/2013
dne: 17. 12. 2013

Etická komise UK FTVS zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro provádění biomedicínského výzkumu, zahrnujícího lidské účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

UNIVERZITA KARLOVA v Praze
řazítka školy
Fakulta tělesné výchovy a sportu
Josef Martího 31, 162 52, Praha 6

1

podpis předsedy EK

Příloha č. 2: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

V souladu se Zákonem o péči a zdraví lidu (§23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) s Úmluvou o lidských právech a biomedicině č.96/2001, Vás žádám o souhlas s účastí na měření ke studii s názvem „Elektromyografická analýza svalů dolní končetiny v závislosti velikosti překonávaného odporu“, kde bude potřeba vykonat svalová práce dolními končetinami na přístroji legpress při různém zatížení se současným měřením pomocí povrchového EMG. Získaná data budou zpracována a použita do diplomové práce. Spolupráce bude probíhat za pomoci vedoucího diplomové práce Mgr. Vladimíra Hojky, PhD. Doba měření spolu s aplikací elektrod na svaly dolní končetiny bude trvat přibližně jednu hodinu. Při měření bude použita videokamera pro synchronizaci s jednotlivými daty z EMG přístroje. Metoda bude neinvazivní s použitím povrchového EMG.

Rovněž Vás žádám o souhlas s uveřejněním výsledků a obrazové dokumentace v rámci mé diplomové práce na FTVS UK. Ve snaze zachovat maximální anonymitu, nebudou v této studii uvedena osobní data.

Prohlašuji, a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že jsem byl seznámen s významem a rozsahem tohoto výzkumu i s celým průběhem měření a veškeré mé otázky byly srozumitelně zodpovězeny. Dále souhlasím s případným uveřejněním fotografií, které budou rovněž pořízeny se zachováním maximální anonymity.

Prohlašuji, že souhlasím s účastí na tomto výzkumu, se všemi potřebnými vyšetřeními a měřeními, a dále také souhlasím s anonymním uveřejněním výsledků v rámci studie.

Datum:.....

Osoba, která provedla poučení:

Podpis osoby, která provedla poučení:

Jméno probanda

Podpis

Jméno probanda

Podpis

Příloha č. 3: Fotodokumentace během měření

Cvičení probanda č. 1 na přístroji legpress během měření:



Cvičení probanda č. 2 na přístroji legpress během měření:



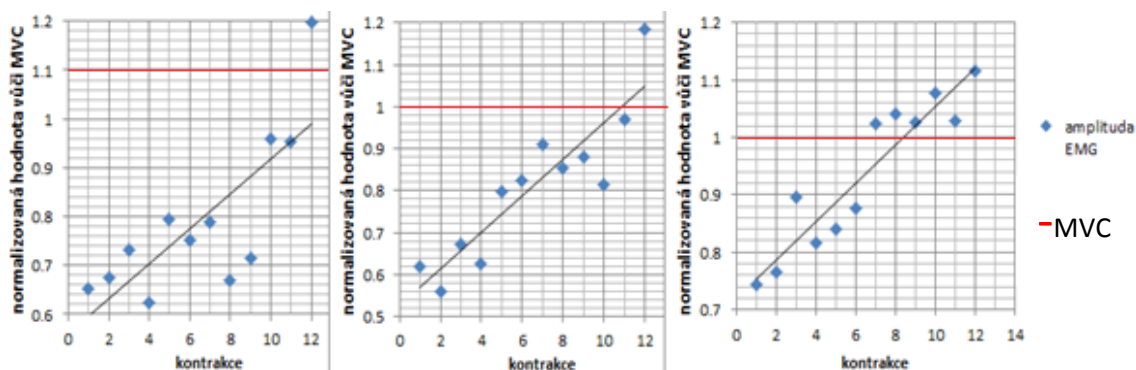
Příloha č. 4: Analýza amplitudy EMG probanda č. 2

Druhý sledovaný provedl 12 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $3,44 \pm 0,56$ sekund, přičemž poslední 3 kontrakce se vlivem únavy prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 10. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,036	0,043	0,033
b	0,56	0,53	0,72
Koefic. determinace	0,55	0,79	0,86
Hodnota p	0,003	0,0007	0,00009



U druhého probanda je na pravé DK u všech sledovaných svalů zřetelný nárůst amplitudy EMG. Z hodnot v grafu vidíme, že během cvičení došlo k překročení hodnoty MVC u všech tří svalů. U RF a VM to bylo až při poslední kontrakci.

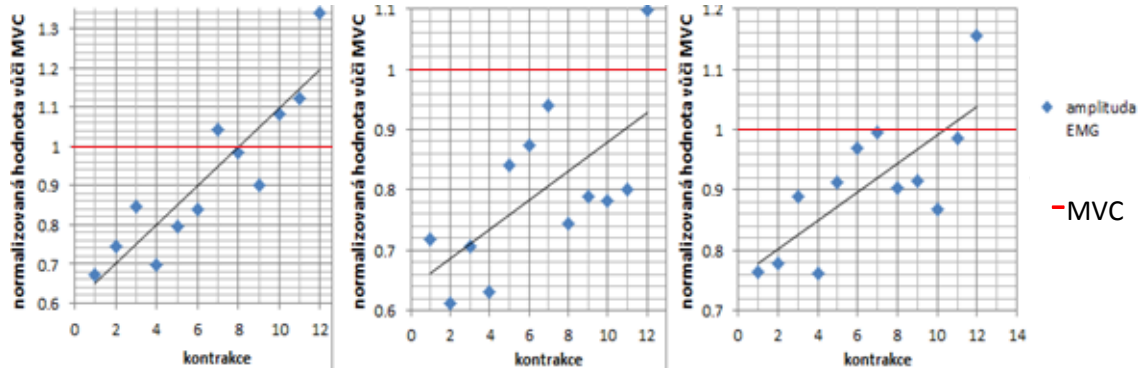
U hodnot p vidíme, že všechny tři vzorky svalů DK jsou statisticky významné, kdy se jejich hodnoty pohybovali pod hranicí 0,05, konkrétně 0,003, 0,007 a 0,00009.

U druhého a třetího vzorku vidíme na grafu jen malý rozptyl hodnot u vzrůstající regresní přímky, což nám dokazují hodnoty koeficientu determinace, které se blíží k hodnotě 1.

Měřené svaly na LDK: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Tabulka 11. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,049	0,024	0,024
b	0,60	0,64	0,75
Koefic. determinace	0,79	0,37	0,53
Hodnota p	0,00006	0,02	0,04



U levé DK se opět potvrdila stoupající tendence amplitudy EMG u LDK pro všechny svaly. Z hodnot v grafu vidíme, že během cvičení došlo k překročení hodnoty MVC u všech tří sledovaných svalů.

Navíc jsou data také statisticky významná, vyplývající z hodnot p (0,00006, 0,02 a 0,04). U prvního vzorků vidíme na grafu jen malý rozptyl hodnot u vzrůstající regresní přímky, což nám dokazuje hodnota koeficientu determinace, která se blíží k 1.

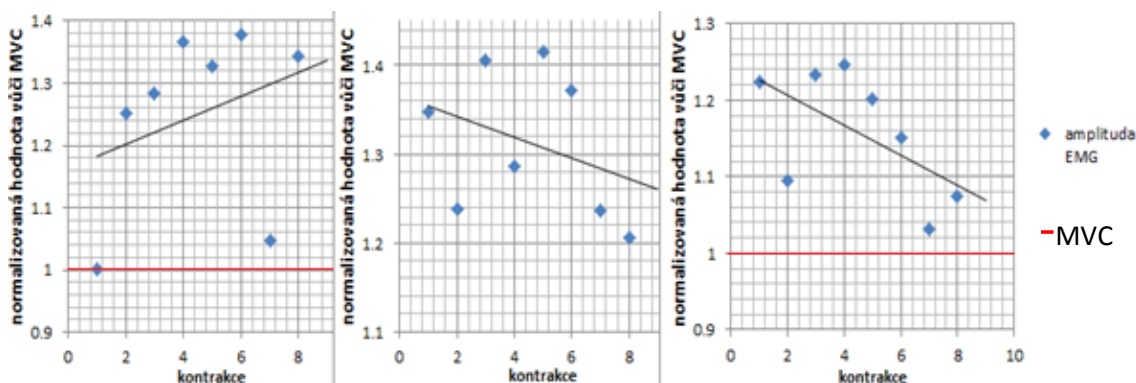
Příloha č. 5: Analýza amplitudy EMG probanda č. 3

Třetí sledovaný provedl 8 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $3,37 \pm 0,42$ sekund, přičemž poslední 2 kontrakce se vlivem únavy prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 12. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,020	-0,012	-0,020
b	1,16	1,37	1,25
Koefic. determinace	0,04	0,03	0,24
Hodnota p	0,43	0,39	0,12



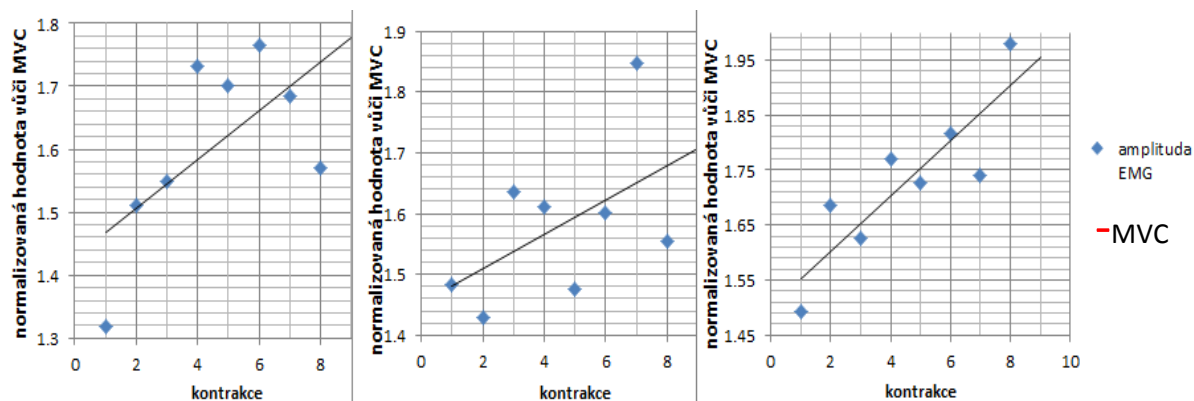
U PDK třetího probanda vidíme, že nárůst je zaznamenán pouze u rectu femoris, jenž se držel nad hranicí MVC. Naproti tomu u obou vastů je zaznamenán pokles hodnot. Zároveň je tu ale také poměrně značný rozptyl jednotlivých hodnot, jak můžeme vidět na grafech jednotlivých svalů a také u hodnot koeficientu determinace, které jsou velmi nízké.

To se odrazilo i u statistické významnosti, kdy všechny tři sledované svaly jsou mimo hranici hladiny významnosti. Konkrétně nabrali vysokých p hodnot: 0,43; 0,39 a 0,12 a jsou tedy statisticky nevýznamné.

Měřené svaly na LDK: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Tabulka 13. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,039	0,028	0,012
b	1,43	1,45	1,50
Koefic. determinace	0,71	0,16	0,32
Hodnota p	0,08	0,18	0,005



U LDK můžeme sledovat nárůst amplitudy EMG u všech tří svalů. Všechny hodnoty se pohybují nad hranicí MVC už od počátku záznamu.

Co se týče významnosti, tak pod hranici 0,05 se dostal jen vastus lateralis (0,005). U rectu femoris došlo k mírnému překročení hodnoty statistické významnosti (0,08). A sval vastus medialis byl vyhodnocen jako statisticky nevýznamný.

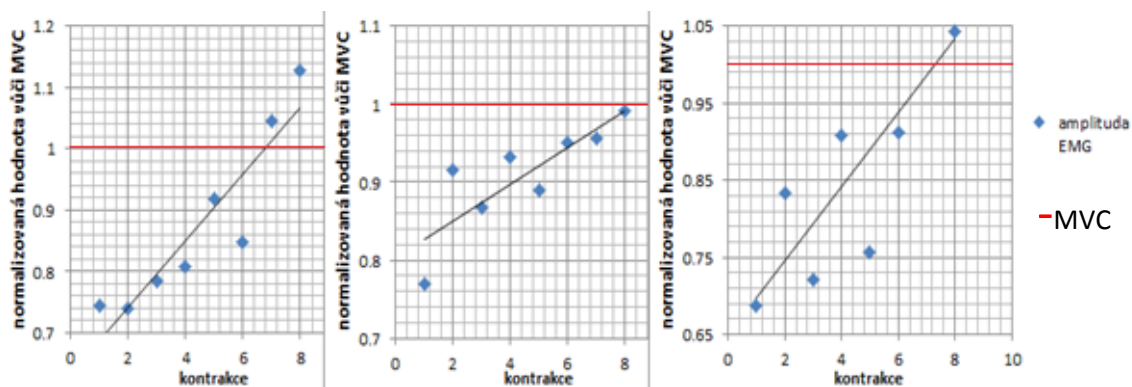
Příloha č. 6: Analýza amplitudy EMG probanda č. 4

Čtvrtý sledovaný také provedl 8 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $5,13 \pm 1,72$ sekund, přičemž poslední 3 kontrakce se vlivem únavy opravdu výrazně prodlužovali oproti začátku měření a narušili tak podobnost délky kontrakcí.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 14. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,054	0,023	0,048
b	0,63	0,80	0,65
Koefic. determinace	0,82	0,65	0,65
Hodnota p	0,001	0,009	0,009



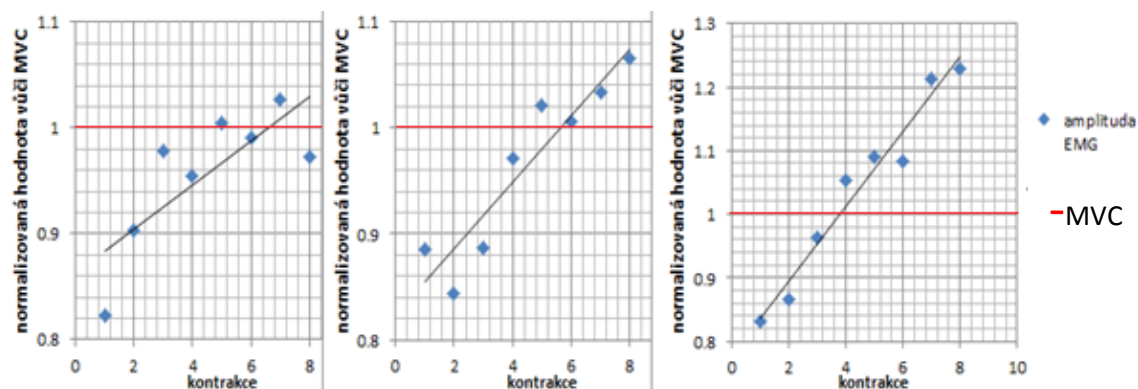
Čtvrtý proband potvrzuje nárůst amplitudy EMG během zátěže do svalové únavy, kdy v jeho případě proběhlo osm opakování. Z normalizovaných hodnot MVC vidíme, že postupně docházelo k překročení hranice MVC.

Z tabulky si můžeme všimnout, že statisticky významná jsou data ze všech svalů, kdy jejich hodnoty p dosáhly čísel 0,001; 0,009 a 0,009.

Měřené svaly na LDK: *RF* – *m. rectus femoris*, *VM* – *m. vastus medialis*, *VL* – *m. vastus lateralis*

Tabulka 15. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,021	0,031	0,059
b	0,86	0,82	0,78
Koefic. determinace	0,55	0,85	0,95
Hodnota p	0,02	0,0007	0,00002



Nárůst amplitudy sledujeme i u všech měřených svalů levé DK čtvrtého probanda. A normalizované hodnoty se také dostali nad hranici MVC v průběhu dalších kontrakcí.

Data u rectu femoris, vastus medialis i lateralis jsou pod stanovenou hladinou významnosti 0,05, konkrétně nabrali hodnot 0,02; 0,0007 a 0,00002. U obou vastů si při nárůstu můžeme všimnout i malý rozptyl hodnot, což vidíme na hodnotách koeficientů determinace, které se blíží k 1.

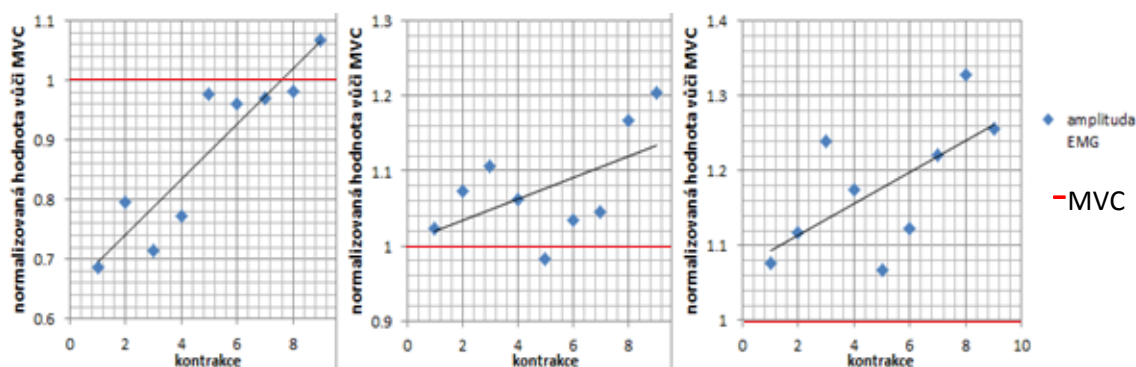
Příloha č. 7: Analýza amplitudy EMG probanda č. 5

Pátý sledovaný provedl 9 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $4,53 \pm 1,06$ sekund, přičemž poslední 2 kontrakce se vlivem únavy opravdu výrazně prodlužovali oproti začátku měření a narušili tak podobnost délky kontrakcí.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 16. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,046	0,014	0,021
b	0,65	1,01	1,07
Koefic. determinace	0,82	0,21	0,33
Hodnota p	0,0005	0,12	0,06



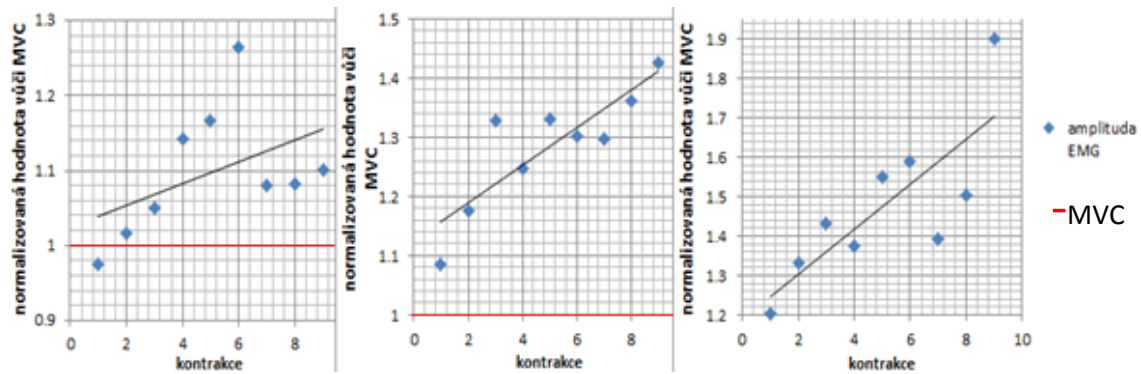
U pátého probanda pokračuje obdoba nárůstu EMG amplitudy ve všech extenzorech kolenního kloubu. Vidíme, že RF se postupně dostával až nad hranici MVC. A mediální i laterální vastus byly v průběhu měření nad hranici MVC po celou dobu měření.

U rectu femoris jde vidět postupné navyšování hodnot a je statisticky významný (0,0005). Laterální vastus má méně vyrovnaný nárůst hodnot a je statisticky nevýznamný s p hodnotou lehce nad hladinou významnosti 0,06. A ještě větší rozptyl hodnot nacházíme u mediálního vastu a je statisticky nevýznamný (0,12).

Měřené svaly na LDK: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Tabulka 17. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,015	0,032	0,057
b	1,02	1,12	1,19
Koefic. determinace	0,10	0,69	0,58
Hodnota p	0,2	0,003	0,011



U tohoto probanda, který zvládl devět svalových kontrakcí, došlo k nárůstu amplitudy EMG u všech tří svalů LDK, jak můžeme vidět v grafech. Všechny svaly se také pohybovali nad hranicí MVC, nejvíce zevní vastus.

U levé DK můžeme vidět statistickou významnost u obou vastů s hodnotami p 0,003 a 0,011. Naopak u rectu femoris se hodnoty nevyrovnaně střídají a je statisticky nevýznamný (0,2).

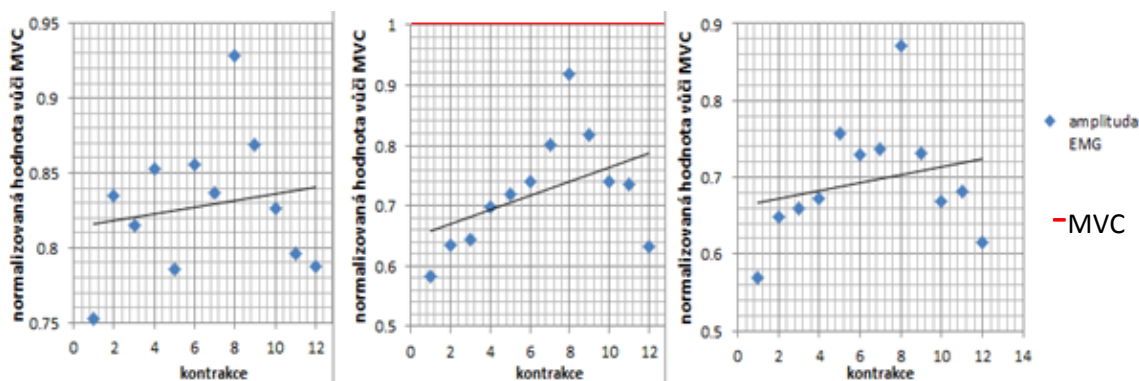
Příloha č. 8: Analýza amplitudy EMG probanda č. 6

Šestý sledovaný provedl 12 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $3,45 \pm 1,17$ sekund, přičemž poslední 2 kontrakce se vlivem únavy prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 18. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,002	0,012	0,005
b	0,81	0,65	0,66
Koefic. determinace	0,07	0,13	0,03
Hodnota p	0,60	0,13	0,44



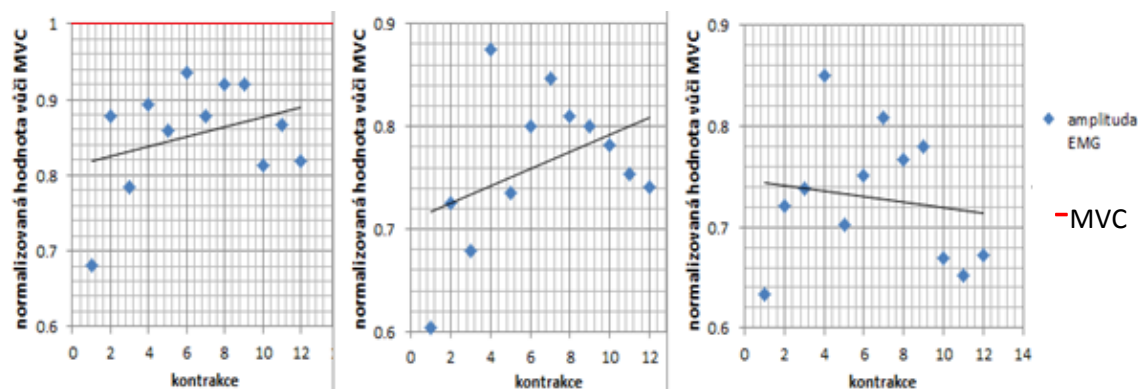
U šestého probanda je na pravé DK u všech sledovaných svalů nárůst amplitudy EMG. Normalizovaná hodnota MVC jednotlivých svalů v průběhu cvičení nedosáhla nad hranici MVC, jen se k ní přiblížila, přičemž na konci série spíše hodnoty opět klesaly.

U p hodnot vidíme, že všechny tři vzorky svalů DK jsou statisticky nevýznamné, kdy se jejich hodnoty pohybovali nad hranicí 0,05, konkrétně 0,60; 0,13 a 0,44.

Ve všech grafech (převážně u 1. a 3.) vidíme poměrně velký rozptyl hodnot u vzrůstající regresní přímky, což nám dokazují velmi nízké hodnoty koeficientu determinace.

Tabulka 19. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,006	0,008	-0,003
b	0,81	0,71	0,75
Koefic. determinace	0,02	0,08	0,07
Hodnota p	0,29	0,18	0,65



U levé DK je výsledek takový, že u rectu femoris a u mediálního vastu došlo k mírnému nárůstu amplitudu EMG, kdežto u laterálního vastu dokonce amplituda lehce klesá. Všechny zaznamenaná maxima se pohybují těsně pod hranicí MVC.

Nicméně všechna data u těchto svalů pro levou dolní končetinu jsou statisticky nevýznamná pro jejich vysoké hodnoty p (0,29; 0,18 a 0,65). U těchto tří grafů vidíme i velký rozptyl hodnot, což popisuje v tabulce i koeficient determinace, který je extrémně nízký.

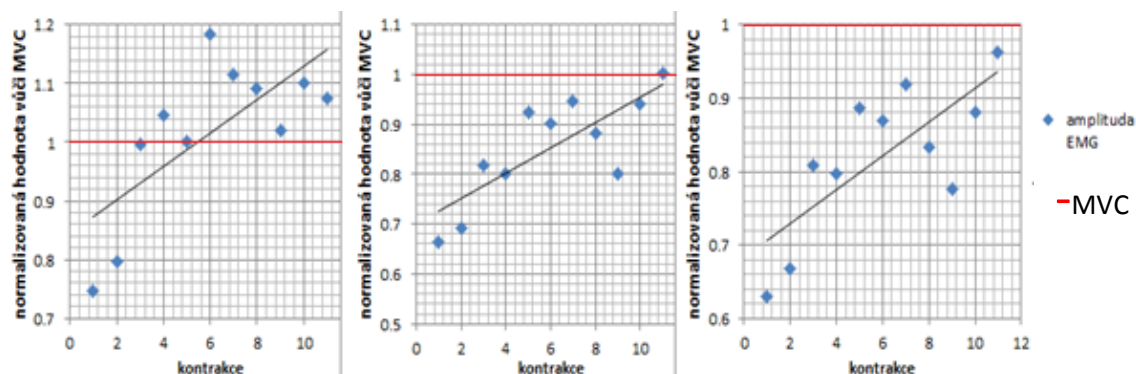
Příloha č. 9: Analýza amplitudy EMG probanda č. 7

Sedmý sledovaný provedl 11 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $4,32 \pm 1,68$ sekund, přičemž poslední 3 kontrakce se vlivem únavy znatelně prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 20. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,028	0,025	0,023
b	0,84	0,70	0,68
Koefic. determinace	0,45	0,58	0,52
Hodnota p	0,014	0,004	0,007



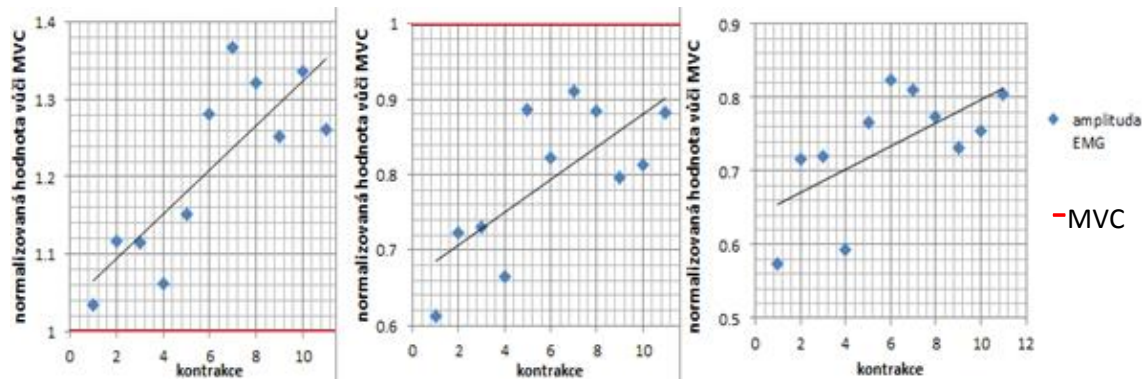
U pravé DK sedmého probanda nastal patrný nárůst amplitudy EMG, což je z grafů zřejmé. V průběhu měření můžeme sledovat, jak amplituda EMG překročila hladinu MVC u RF a VM. V případě VL se jen přiblížila k hranici MVC.

Data u rectu femoris, vastus medialis i lateralis jsou pod stanovenou hladinou významnosti 0,05, konkrétně nabrali hodnot 0,014; 0,004 a 0,007.

Měřené svaly na LDK: RF – m. rectus femoris, VM – m. vastus medialis, VL – m. vastus lateralis

Tabulka 21. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,029	0,021	0,016
b	1,04	0,66	0,64
Koefic. determinace	0,63	0,47	0,34
Hodnota p	0,03	0,01	0,002



U levé DK po 11 opakováních vidíme v grafickém znázornění jednoznačný růst amplitudy EMG. Zároveň si můžeme všimnout, že u RF se dosažená maxima během kontrakcí dostala nad MVC, kdežto u obou vastů zůstala těsně pod její hranicí.

Stejně jako u pravé, tak i u levé dolní končetiny vidíme všechna data statisticky významná, kdy hodnoty p dosáhly čísel 0,03; 0,01 a 0,002.

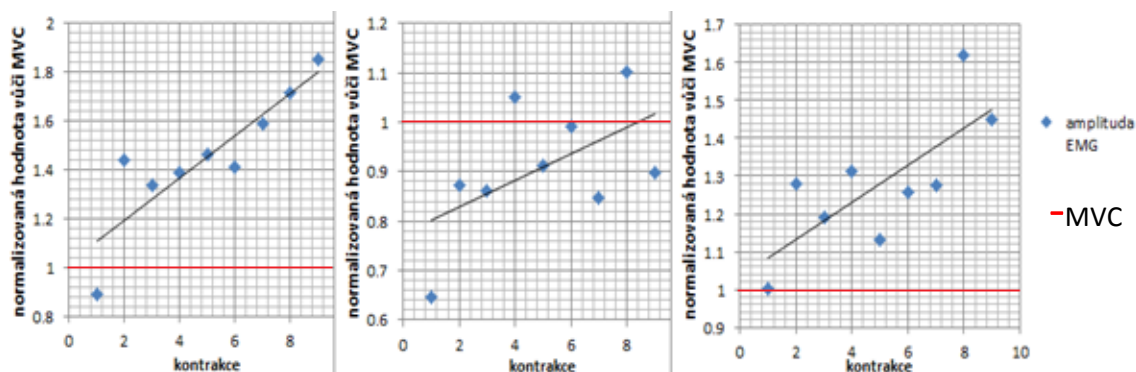
Příloha č. 10: Analýza amplitudy EMG probanda č. 8

Osmý sledovaný provedl 9 opakování, než se unavil. Jednotlivé kontrakce měly dobu trvání $4,75 \pm 1,48$ sekund, přičemž poslední 3 kontrakce se vlivem únavy ztelně prodlužovali oproti začátku měření.

Měřené svaly na PDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 22. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na PDK:

	RF	VM	VL
a	0,087	0,027	0,049
b	1,02	0,77	1,03
Koefic. determinace	0,74	0,21	0,50
Hodnota p	0,002	0,12	0,02



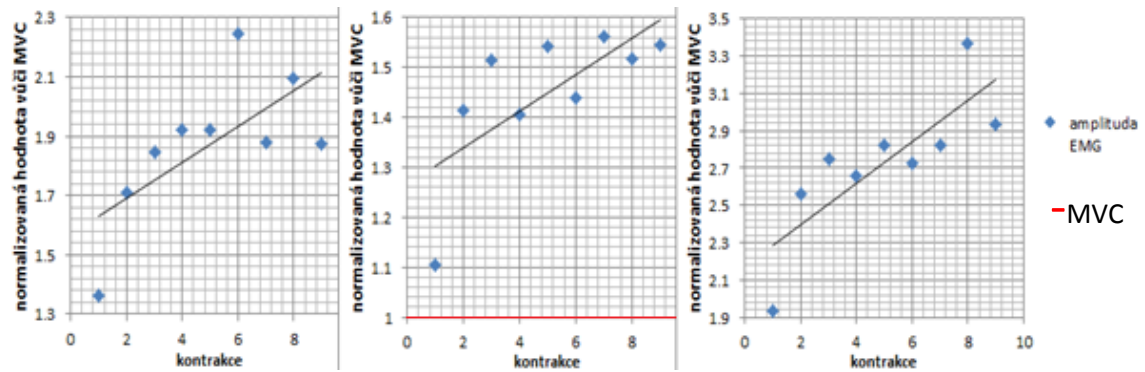
U posledního osmého probanda vidíme, že u pravé DK narostla amplituda EMG zřetelně u všech svalů. Normalizované hodnoty MVC se ve všech případech vyšplhaly nad 100% MVC.

Hodnoty p se pod stanovenou hodnotu hladiny významnosti 0,05 u pravé DK dostali u svalů RF a VL, kdy dosáhli hodnot 0,002 a 0,02. Jediný VM zůstal nevýznamný pro hodnotu p nad hladinou významnosti 0,12.

Měřené svaly na LDK: RF – *m. rectus femoris*, VM – *m. vastus medialis*, VL – *m. vastus lateralis*

Tabulka 23. Parametry pro extenzory kolenního kloubu na LDK:

	RF	VM	VL
a	0,060	0,036	0,11
b	1,57	1,27	2,18
Koefic. determinace	0,59	0,43	0,37
Hodnota p	0,049	0,03	0,008



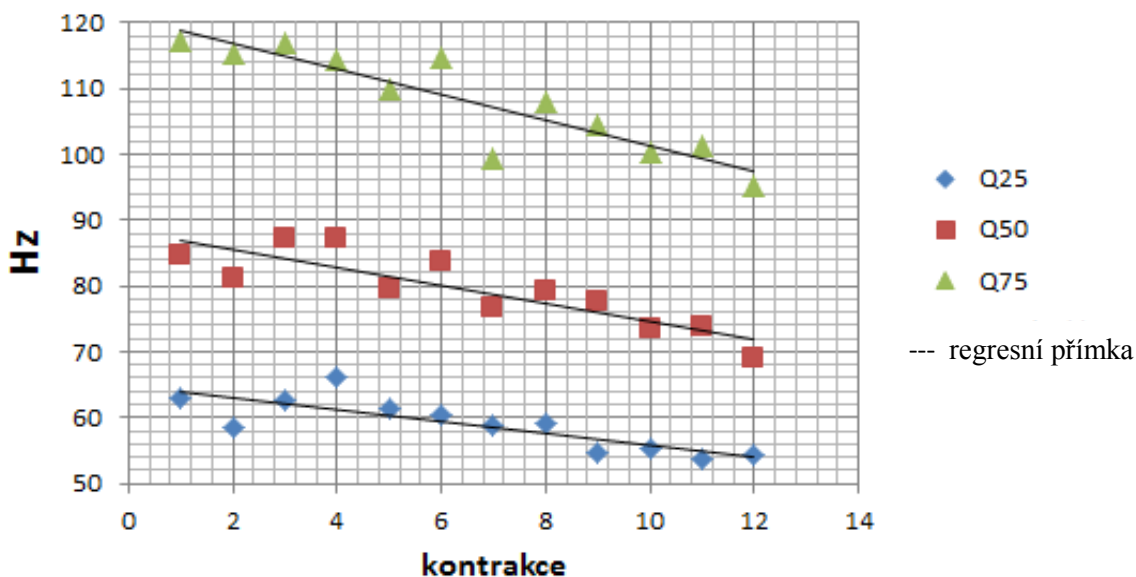
A i při poslední testované levé DK se potvrdila naše hypotéza a amplituda EMG stoupala i u ní, což můžeme vidět v grafech výše. Tentokrát normalizované hodnoty MVC dosáhli extrémních hodnot hlavně u VL.

Statisticky významná data u levé DK byla u všech tří svalů pod hodnotou 0,05, konkrétně 0,049; 0,03 a 0,008.

Příloha č. 11: Spektrální analýza probanda č. 2

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



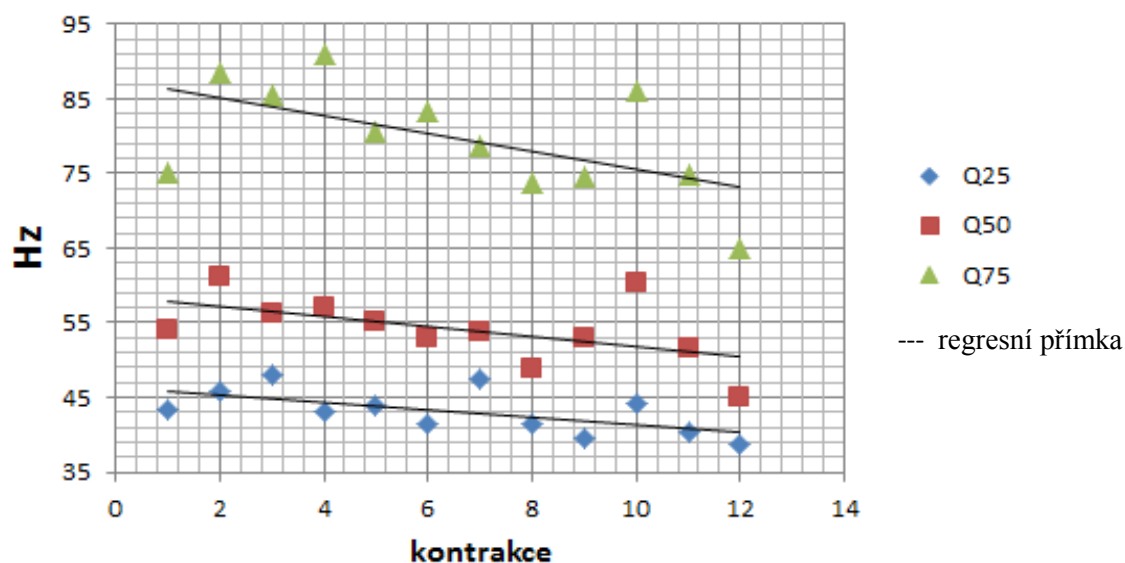
Tabulka 24. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,89	-1,37	-1,95
b	64,75	88,38	120,72
Koefic. determinace	0,64	0,72	0,80
Hodnota p	0,001	0,0003	0,00006

U druhého probanda vidíme, že při svalové únavě rectu femoris na pravé DK po dvanácti opakováních opakováních, klesají hodnoty všech kvartilů. Zároveň sledujeme, že s každým kvartilem je sklon strmější a největší sklon má regresní přímka u kvartilu Q75.

Vidíme i malý rozptyl hodnot, dokazující vysoké hodnoty koeficientu determinace (převážně u Q50 a Q75). Statisticky významná data jsou u všech sledovaných parametrů s p hodnotou pod 0,05, kdy konkrétně nabrali hodnot 0,001; 0,0003 a 0,00006.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

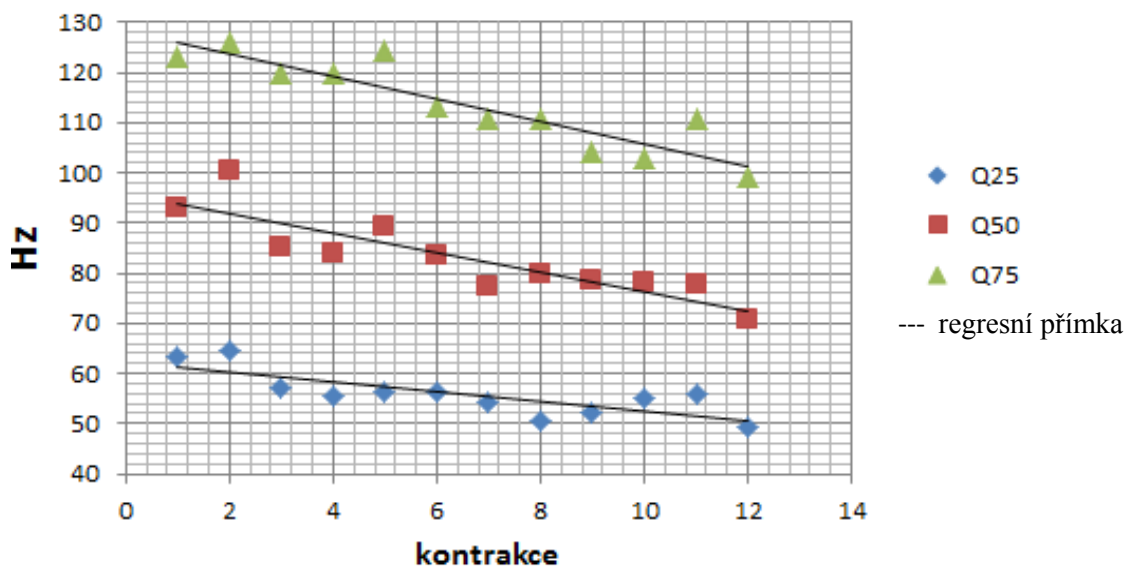


Tabulka 25. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,51	-0,68	-1,18
b	46,42	58,52	87,45
Koefic. determinace	0,31	0,23	0,26
Hodnota p	0,03	0,06	0,05

U mediálního vastu na pravé DK mají klesající tendenci také všechny kvartily. Také vidíme, že s každým kvartilem je sklon strmější a největší sklon má regresní přímka u kvartilu Q75. U Q25 a Q75 máme data statisticky významná pro p hodnoty 0,03 a 0,05. U mediánu se hodnota p dostala lehce nad stanovenou hranici 0,05, když dosáhla hodnoty 0,06.

Sval: *m. vastus lateralis dx.:*

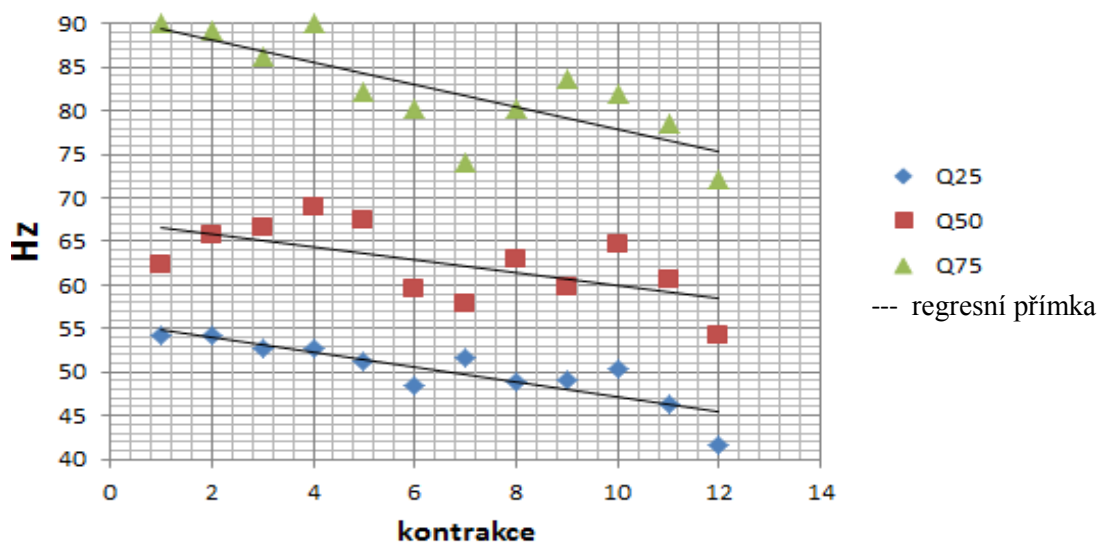


Tabulka 26. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,01	-1,95	-2,25
b	62,46	95,79	128,32
Koefic. determinace	0,61	0,74	0,80
Hodnota p	0,001	0,0002	0,00005

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u laterálního vastu vpravo došlo u druhého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, medián a Q75 s tím, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75. Statisticky významná data nacházíme všude pro velmi nízké p hodnoty 0,001; 0,0002 a 0,00005.

Sval: *m. vastus lateralis sin.:*



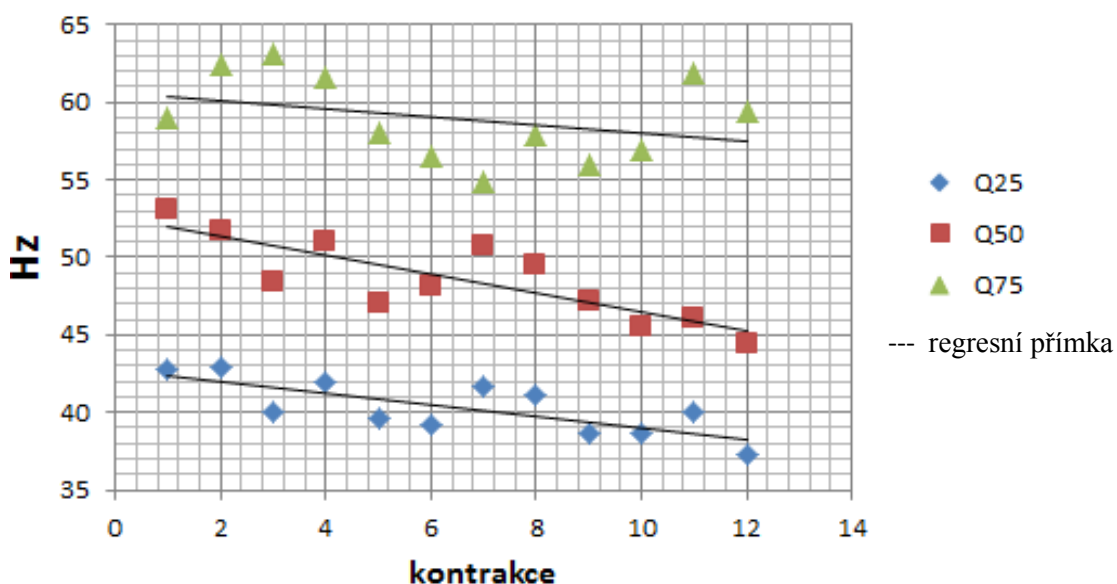
Tabulka 27. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,86	-0,73	-1,28
b	55,74	67,31	90,72
Koefic. determinace	0,73	0,31	0,58
Hodnota p	0,0003	0,03	0,002

U levého vastu lateralis pokračuje klesající křivka spektrální analýzy EMG ve všech třech kvartilech. Zároveň si můžeme všimnout, že největší sklon je u Q75.

Všechny parametry považujeme za statisticky významné. Hodnota p je u všech pod hranicí statistické významnosti 0,05.

Sval: *m. vastus medialis sin.*:

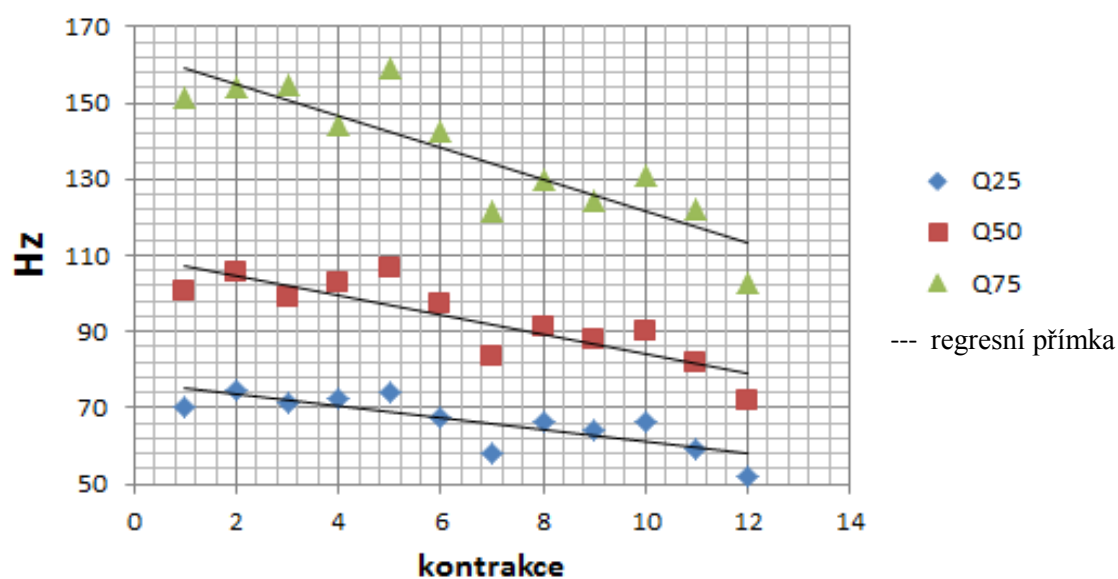


Tabulka 28. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,37	-0,61	-0,26
b	42,72	52,57	60,66
Koefic. determinace	0,51	0,65	0,03
Hodnota p	0,005	0,0009	0,27

U mediálního vastu levé DK je vidět mírný sklon regresních přímek z grafu ve všech případech. Nicméně statisticky významný je jen Q25 a Q50 (0,005 a 0,0009). Q75 má více rozptýlené hodnoty a je statisticky nevýznamný (0,27).

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 29. Parametry pro RF na LDK

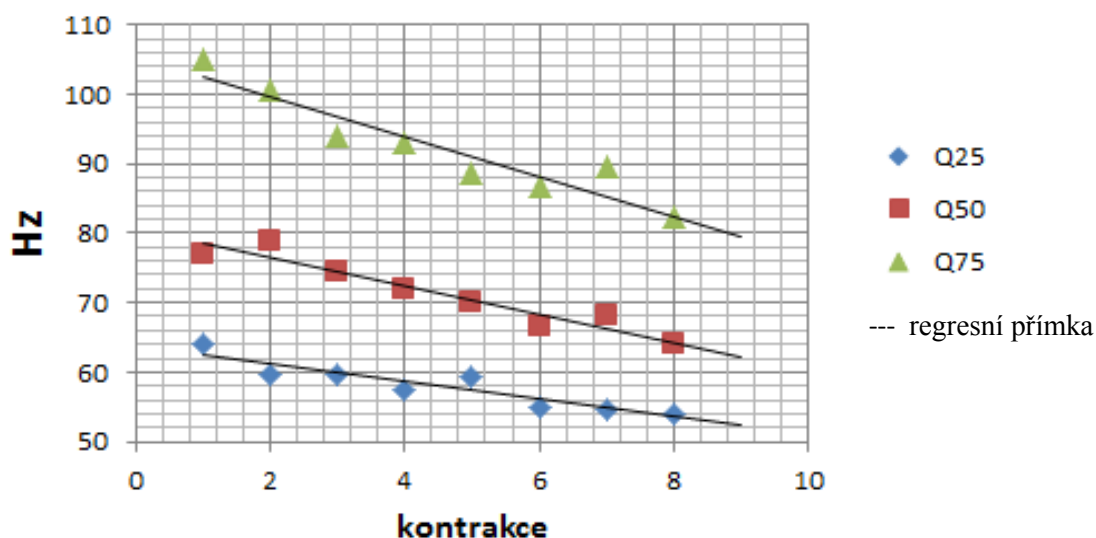
	Q25	Q50	Q75
a	-1,56	-2,55	-4,17
b	76,48	109,68	163,56
Koefic. determinace	0,61	0,71	0,74
Hodnota p	0,002	0,0003	0,0002

Levý rectus femoris jako poslední měřený sval potvrzuje hypotézu o klesající tendenci a zároveň je sklon s každým kvantilem znatelnější, nejvíce u Q75. Z tabulky vidíme, že hodnoty p jsou velmi nízké a tedy i velmi statisticky významné.

Příloha č. 12: Spektrální analýza probanda č. 3

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



Tabulka 30. Parametry pro RF na PDK

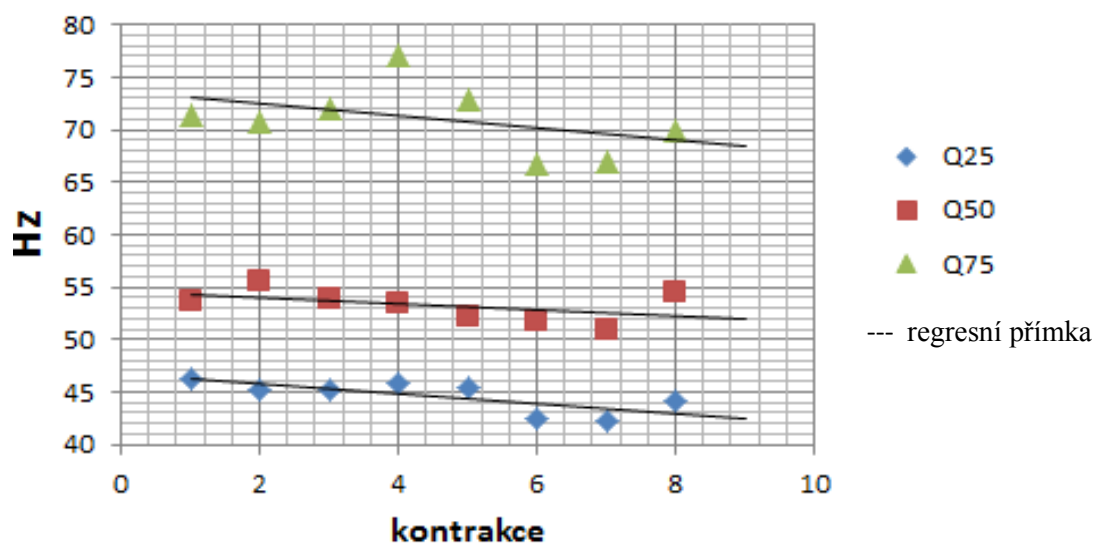
	Q25	Q50	Q75
a	-1,28	-2,03	-2,87
b	63,75	80,55	105,45
Koefic. determinace	0,83	0,91	0,87
Hodnota p	0,001	0,0002	0,0004

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. rectus femoris* vpravo došlo u třetího probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, mediánu a Q75.

Hodnoty v průběhu zátěže jsou málo rozptýlené, což lze vidět na grafu i v tabulce u hodnot koeficientu determinace výše. To se odrazilo i na statistické významnosti, kdy všechny parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$, tedy statisticky významné.

Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvartilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

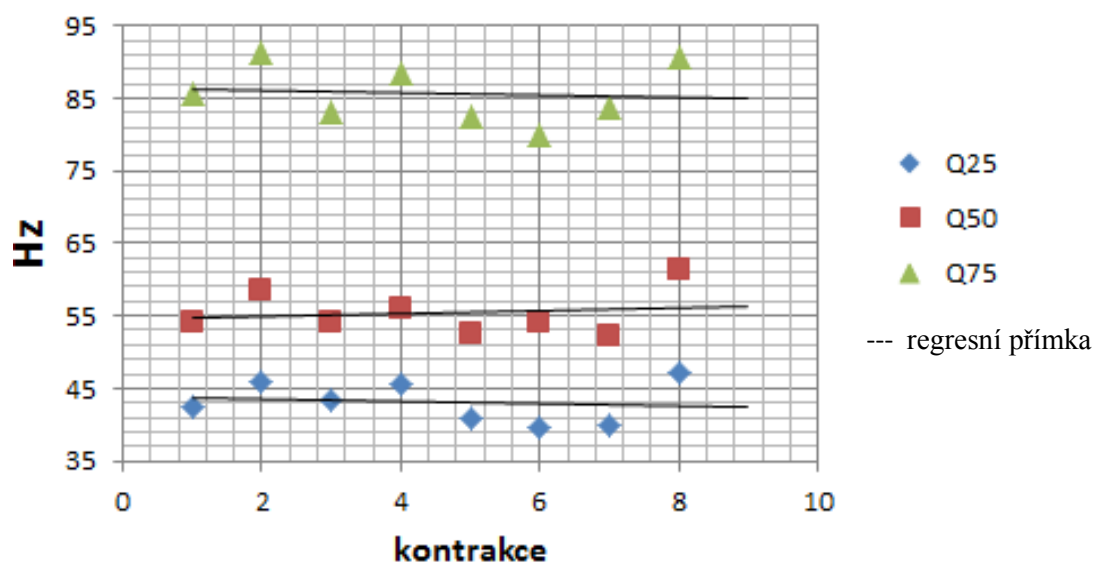


Tabulka 31. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,46	-0,29	-0,58
b	46,68	54,56	73,63
Koefic. determinace	0,47	0,09	0,05
Hodnota p	0,036	0,24	0,29

U vastu medialis na pravé dolní končetině můžeme sledovat pokles hodnot u všech tří parametrů. Pokles není výrazný, ale nejvíce znatelný u Q75. Co se týče statistické významnosti, mezi významné patří parametr Q25 pro p hodnotu 0,036. Medián a Q75 mají hodnotu p znatelně vyšší než 0,05.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:



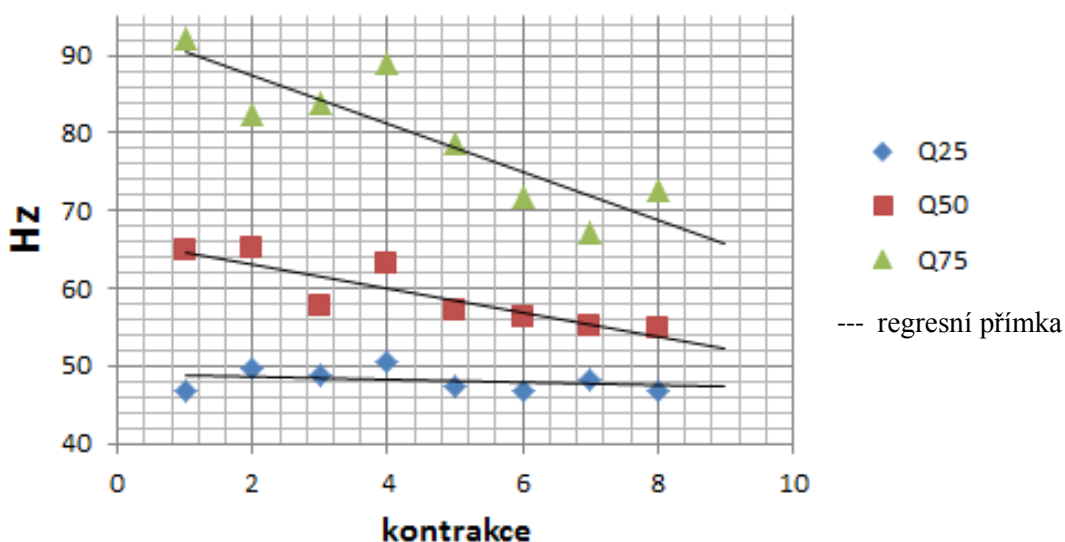
Tabulka 32. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,17	0,18	-0,19
b	43,91	54,57	86,53
Koefic. determinace	0,13	0,14	0,15
Hodnota p	0,71	0,70	0,68

U vastu lateralis vpravo poprvé zaznamenáváme i stoupající hodnoty u mediánu. Klesající tendence, která je u Q25 a Q75 je téměř mizivá.

Navíc jsou všechna data statisticky nevýznamná, jelikož hodnota $p > 0,05$ u všech tří parametrů (0,71; 0,70 a 0,68).

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



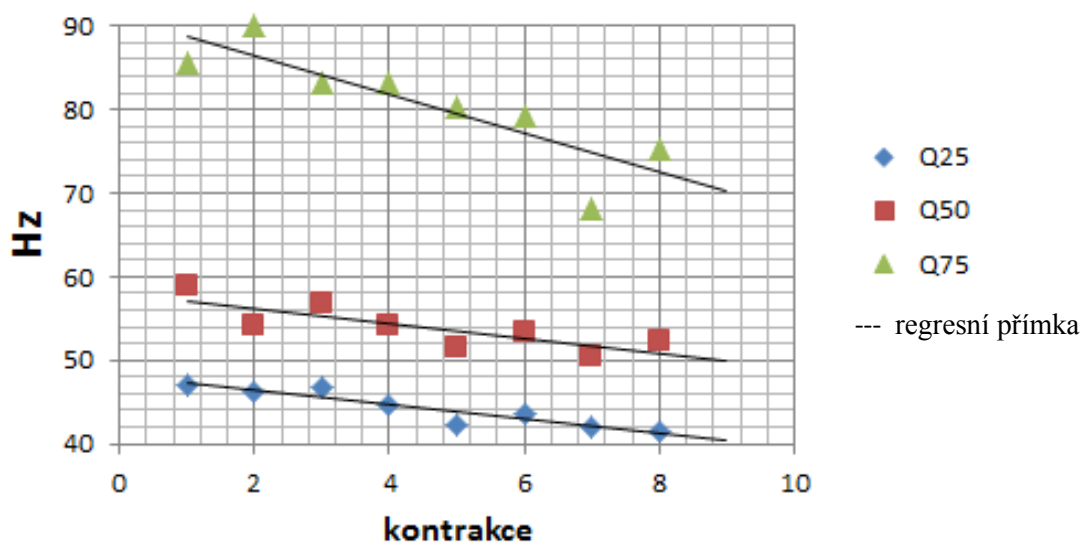
Tabulka 33. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,19	-1,54	-3,10
b	48,95	66,19	93,67
Koefic. determinace	0,06	0,71	0,70
Hodnota p	0,46	0,005	0,006

U levé DK má vastus lateralis je zaznamenán pokles regresní přímky v grafu u všech 3 sledovaných oblastí. V grafu u Q25 vidíme mírný sklon, který se s každým kvartilem postupně zvětšuje, nejvíce u Q75.

Parametr Q25 je statisticky nevýznamný (0,46). Medián a Q75 jsou pod stanovenou hladinou významnosti (0,005 a 0,006).

Sval: *m. vastus medialis sin.*:

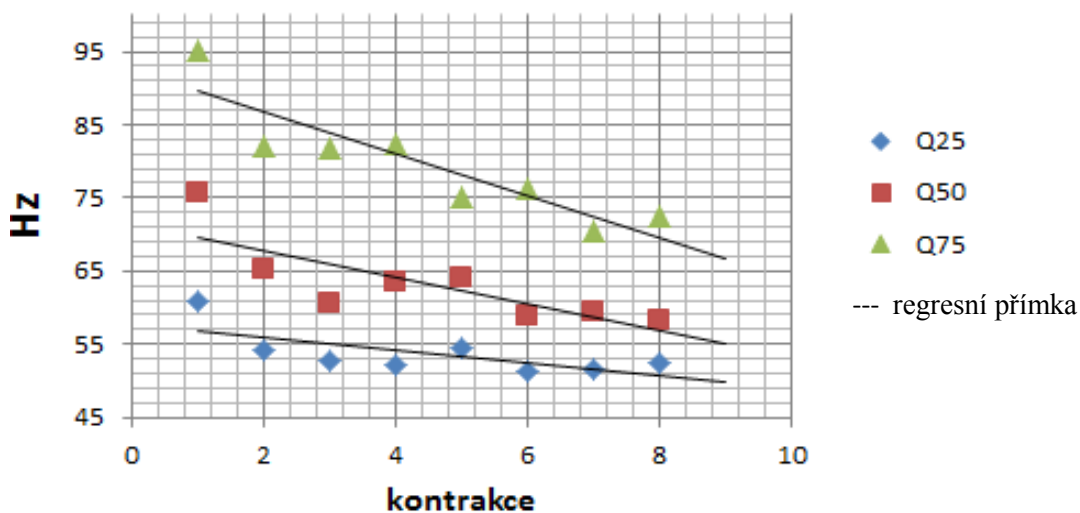


Tabulka 34. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,66	-0,90	-2,32
b	48,11	58,01	91,08
Koefic. determinace	0,86	0,60	0,69
Hodnota p	0,0006	0,014	0,006

U svalu vastus medialis vidíme pokles regresních přímek u všech kvartilových hodnot. Přičemž největší sklon jsme zaznamenali u Q75. Statisticky významné hodnoty jsou u druhého měřeného svalu ve všech případech, kdy hodnota p je vždy pod stanovenou hladinou významnosti 0,05.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 35. Parametry pro RF na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,86	-1,82	-2,86
b	57,58	71,40	92,39
Koefic. determinace	0,39	0,57	0,77
Hodnota p	0,05	0,018	0,002

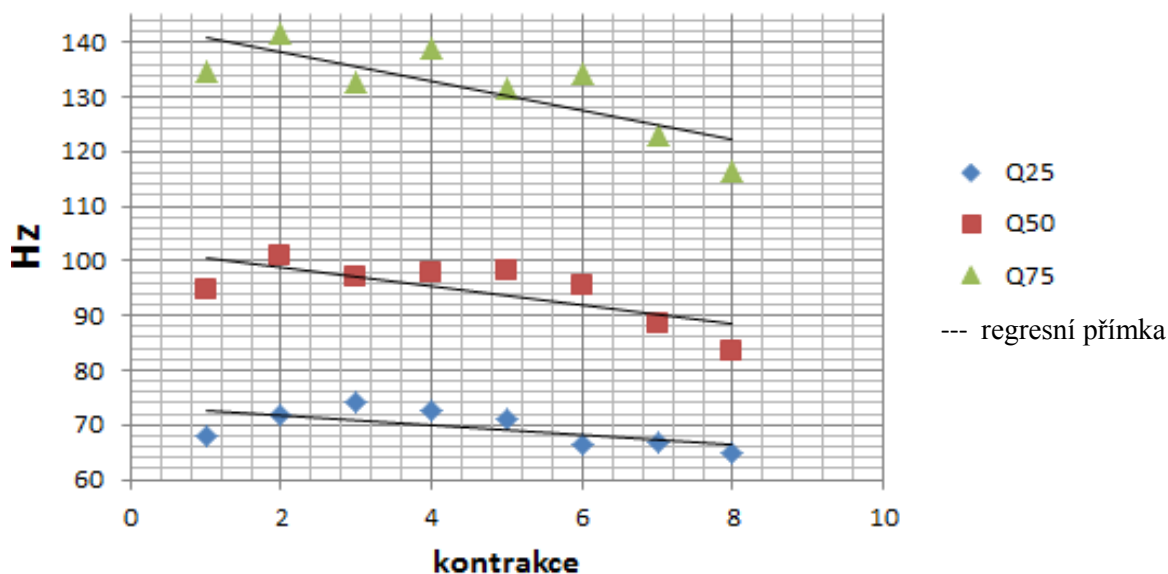
Posledním sledovaným svalem na levé noze je rectus femoris, u něhož také z grafu vidíme pokles všech regresních přímek. A také z tabulky vidíme, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

A statisticky významná část je u všech kvartilových hodnot pro hodnotu p 0,005; 0,018 a 0,002.

Příloha č. 13: Spektrální analýza probanda č. 4

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



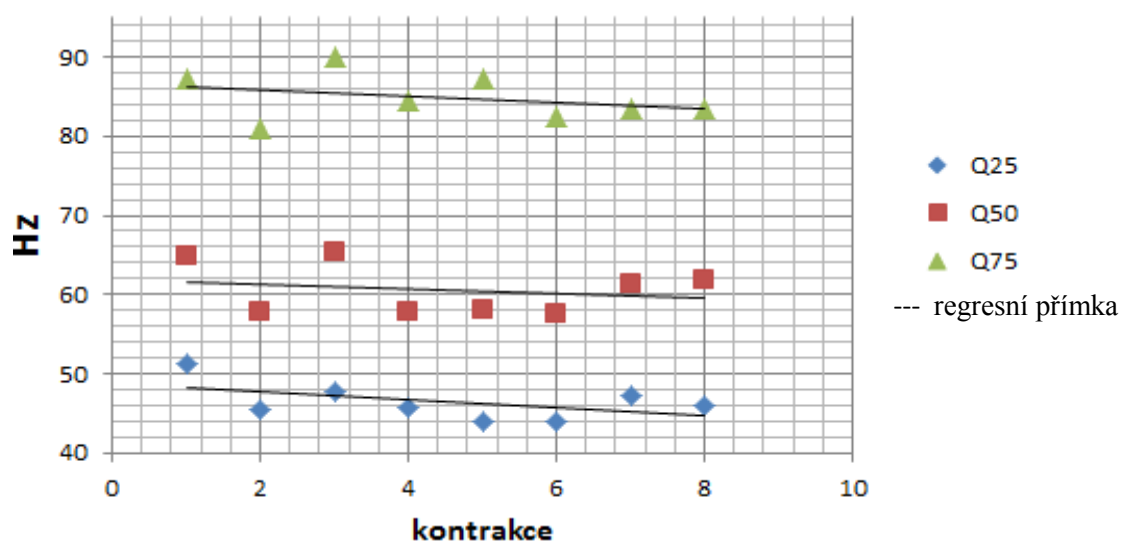
Tabulka 36. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,85	-1,70	-2,66
b	73,32	102,17	143,66
Koefic. determinace	0,27	0,46	0,56
Hodnota p	0,108	0,039	0,019

Čtvrtý proband provedl osm opakování, než se unavil a nemohl dále pokračovat. Vidíme, že došlo k poklesu hodnot frekvence u všech parametrů s průběhem takovým, že nejvyšší sklon je u Q75.

Statisticky nevýznamná data nacházíme u Q25 s hodnotou p 0,108. Ostatní kvartilové hodnoty už jsou pod hranicí hladiny významnosti 0,05.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

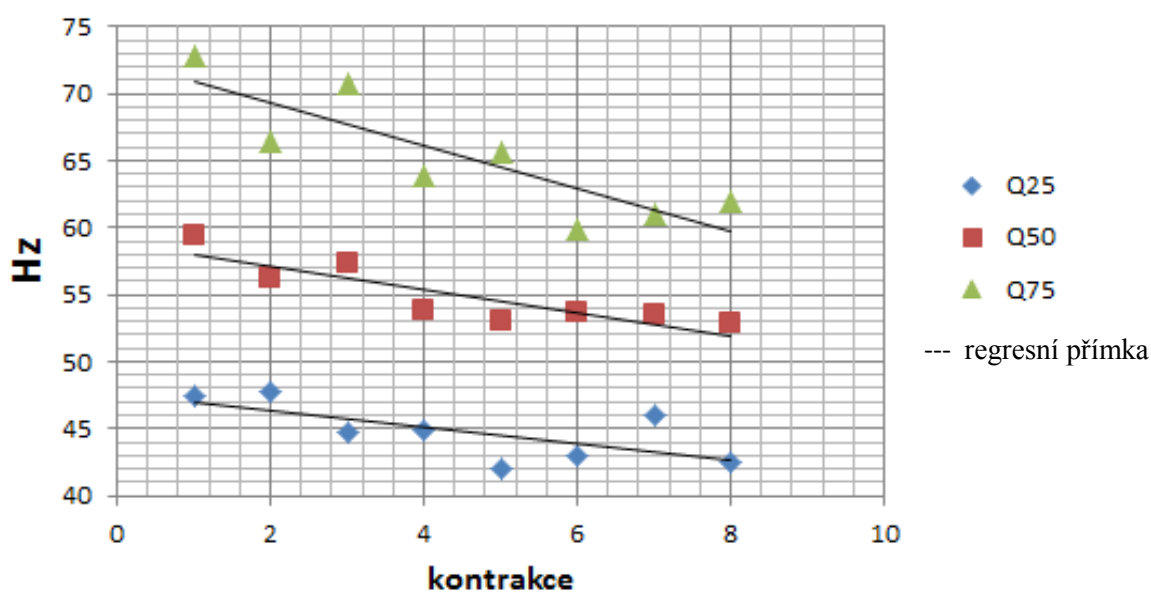


Tabulka 37. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,49	-0,31	-0,39
b	48,58	61,95	86,74
Koefic. determinace	0,14	0,10	0,04
Hodnota p	0,19	0,57	0,43

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u mediálního vastu vpravo došlo u čtvrtého probanda ve spektrálním EMG k minimální klesající tendenci. Navíc jsou všechna data statisticky nevýznamná, jelikož hodnota $p > 0,05$ u všech tří parametrů (0,19; 0,57 a 0,43).

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:



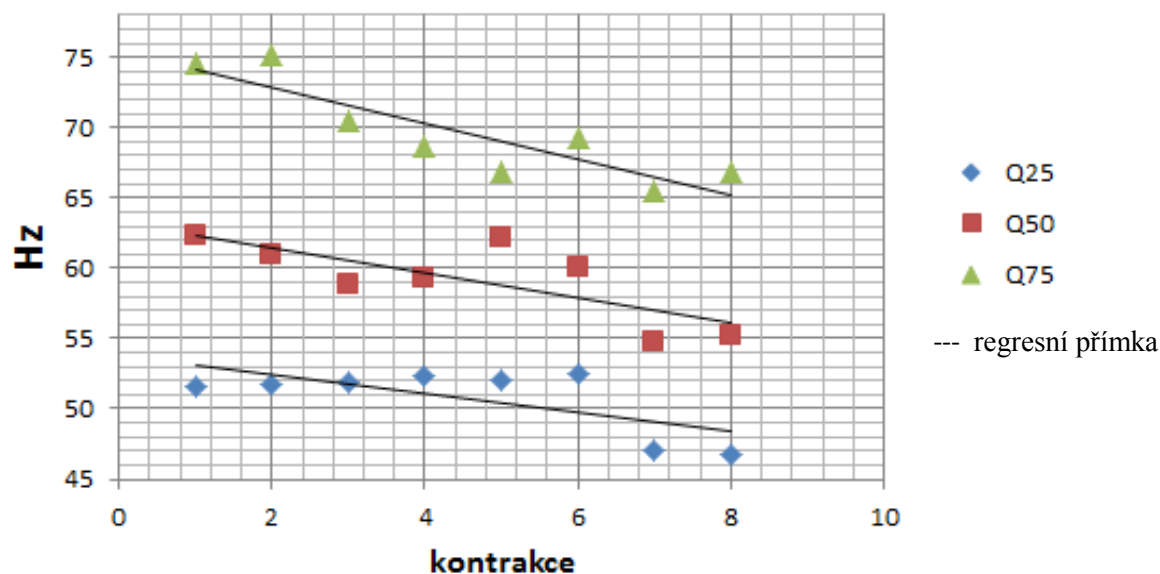
Tabulka 38. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,62	-0,86	-1,59
b	47,53	58,83	72,44
Koefic. determinace	0,39	0,70	0,67
Hodnota p	0,057	0,005	0,008

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u laterálního vastu vpravo došlo u čtvrtého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Nejstrmější sklon přímky, tedy i pokles frekvencí má třetí kvartil Q75.

Co se týče statistické významnosti, tak Q25 těsně překročil hladinu 0,05. Další dva kvartilové mezníky jsou statisticky významné.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



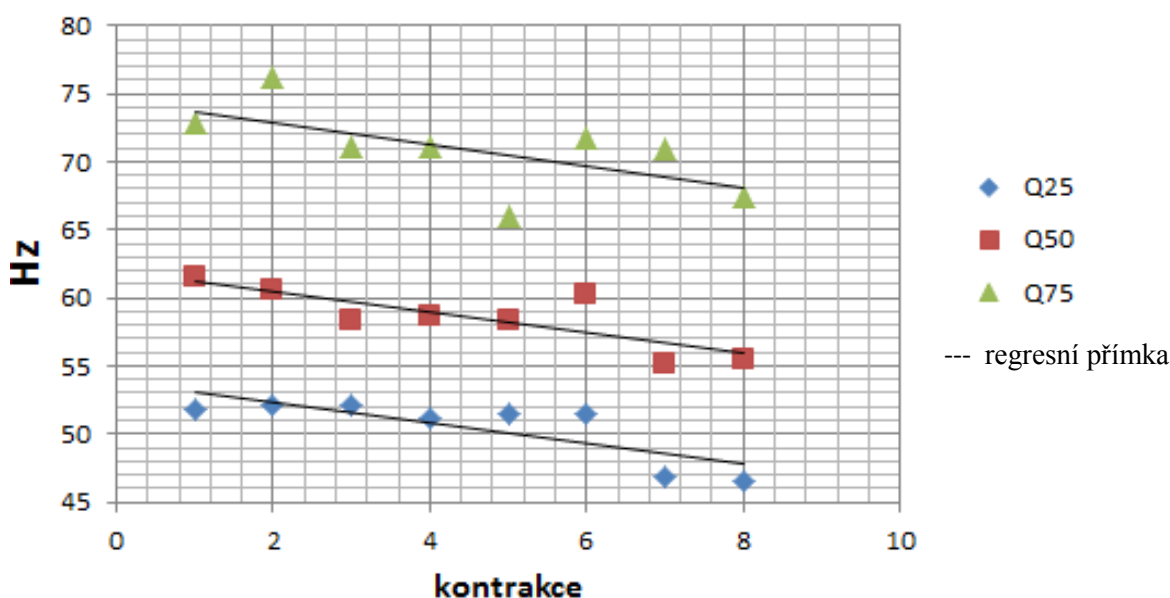
Tabulka 39. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,66	-0,89	-1,29
b	53,70	63,17	75,46
Koefic. determinace	0,37	0,50	0,74
Hodnota p	0,064	0,029	0,004

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u laterálního vastu vlevo došlo u čtvrtého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Nejstrmější sklon přímky, tedy i pokles frekvencí má třetí kvartil Q75.

Co se týče statistické významnosti, tak stejně jako u pravého VL, Q25 těsně překročil hladinu 0,05. Další dva parametry jsou statisticky významné.

Sval: *m. vastus medialis sin.*:



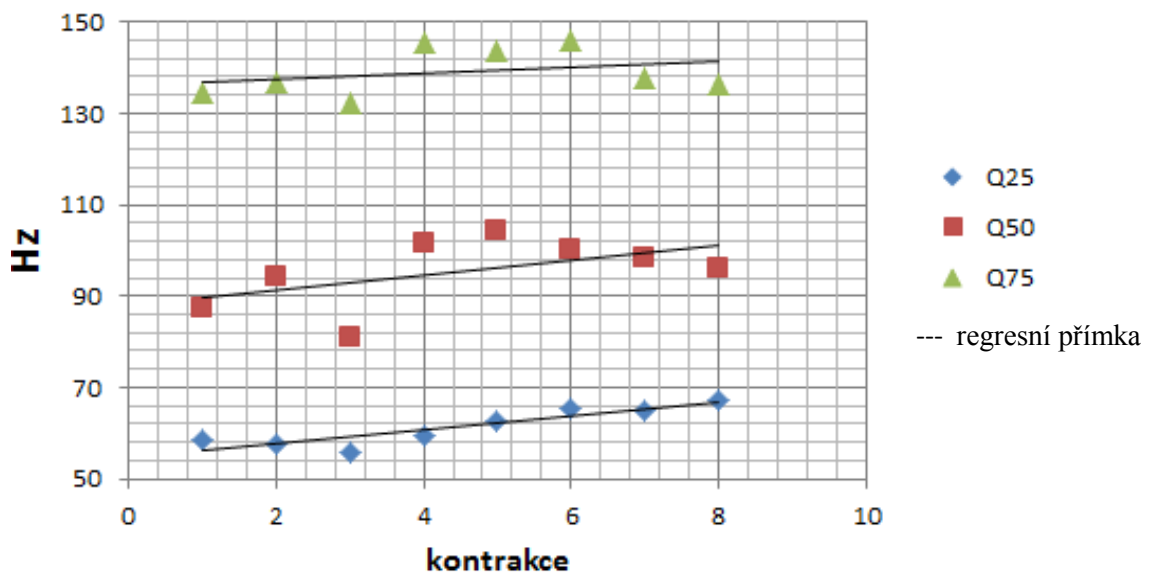
Tabulka 40. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,76	-0,75	-0,80
b	53,87	61,94	74,52
Koefic. determinace	0,58	0,59	0,29
Hodnota p	0,016	0,015	0,094

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u mediálního vastu vlevo došlo u čtvrtého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Nejstrmější sklon přímky, tedy i pokles frekvencí má třetí kvartil Q75.

Zde překročil hladinu významnosti Q75, když nabral hodnoty 0,094. Parametry Q25 a medián mají data, která jsou statisticky významná.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 41. Parametry pro RF na LDK

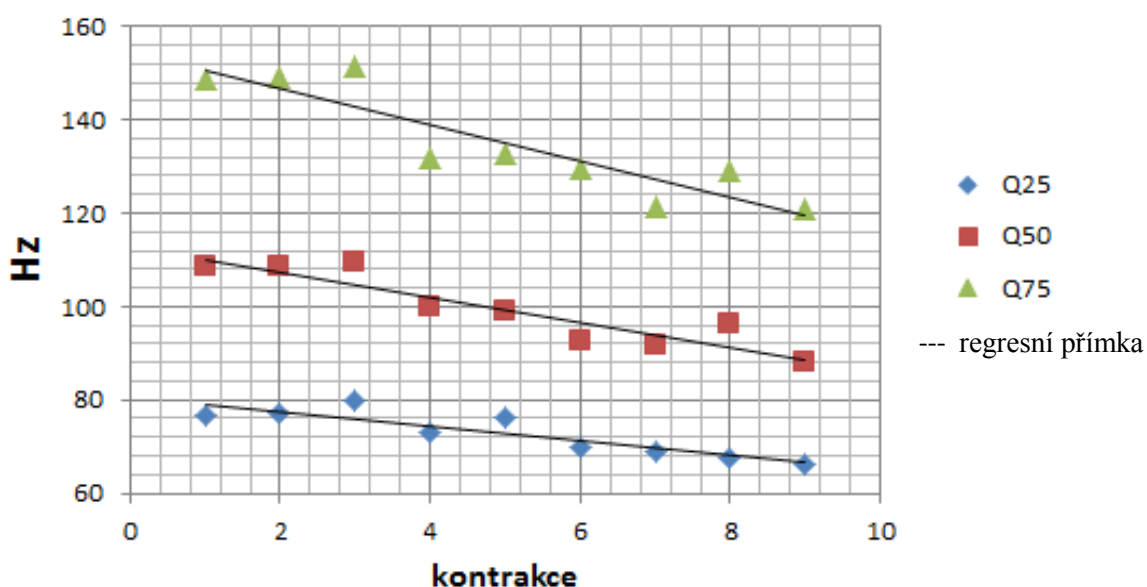
	Q25	Q50	Q75
a	1,54	1,66	0,66
b	54,51	87,89	136,14
Koefic. determinace	0,80	0,16	0,05
Hodnota p	0,002	0,17	0,45

Zvláštní případ vidíme u RF vlevo, kdy nastal nárůst frekvencí u všech kvartilových hodnot. Pod stanovenou hladinou významnosti se dostala data jen u Q25. Ostatní mají příliš vysokou hodnotu p.

Příloha č. 14: Spektrální analýza probanda č. 5

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:

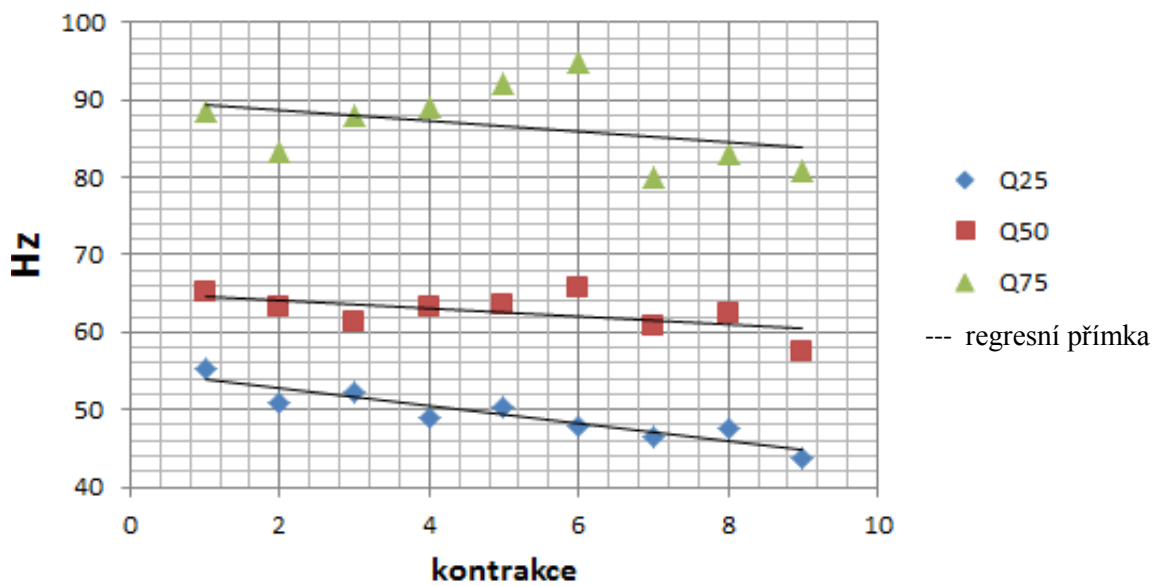


Tabulka 42. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,58	-2,69	-3,90
b	80,75	112,89	154,49
Koefic. determinace	0,78	0,82	0,79
Hodnota p	0,0009	0,0004	0,0008

V grafu můžeme sledovat, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u rectu femoris vpravo došlo u pátého probanda při 9 opakováních ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Navíc s každým kvartilem byl pokles vyšší, nejvíce u Q75. Statistická významnost zde byla u všech kvartilů pro velmi nízké hodnoty p.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

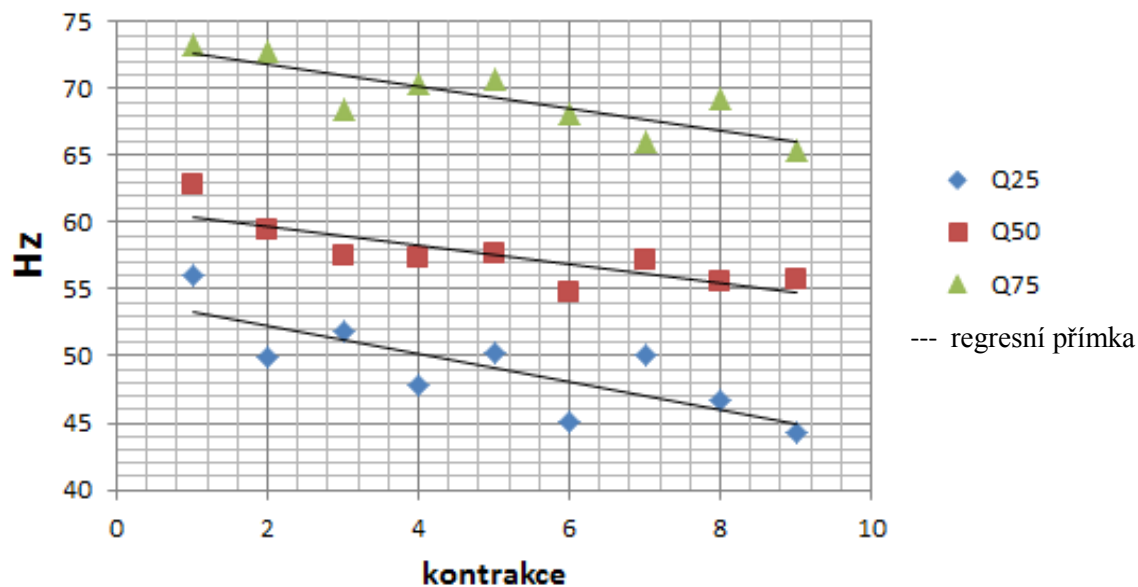


Tabulka 43. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,13	-0,51	-0,69
b	54,94	65,12	90,12
Koefic. determinace	0,83	0,24	0,01
Hodnota p	0,0004	0,099	0,33

U VM vpravo vidíme situaci, kdy sice dochází k poklesu hodnot, ale jen velmi mírnému, s tím že největší sklon zaznamenáváme u Q25. U tohoto jediného kvartilu jsou také statisticky významná data. U mediánu dosáhla hodnota p 0,099 a u Q75 byla 0,33.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:

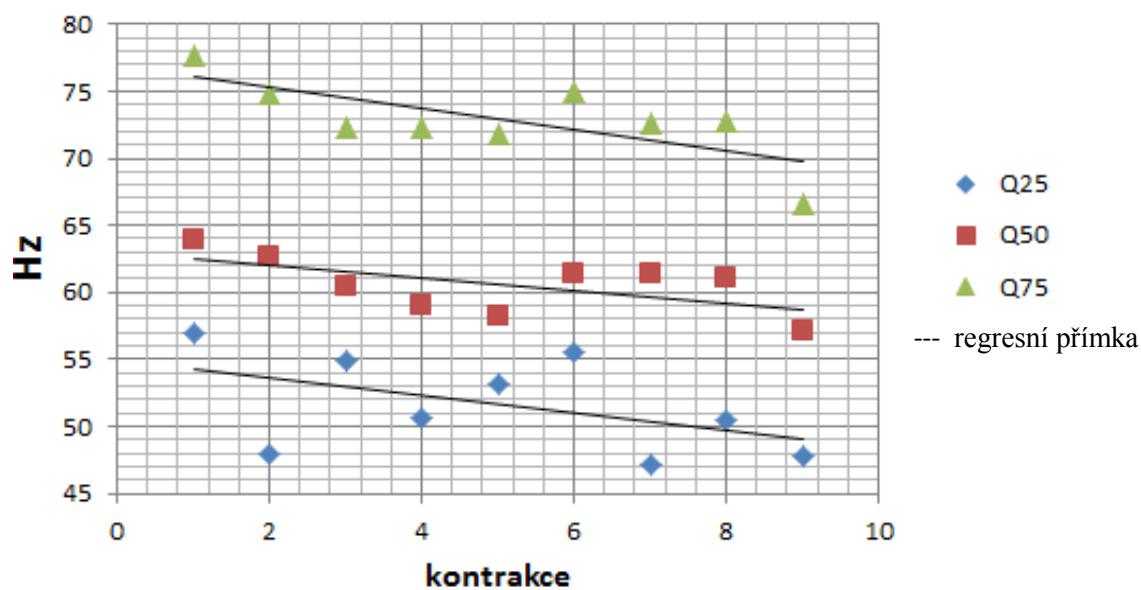


Tabulka 44. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,06	-0,71	-0,81
b	54,39	61,10	73,42
Koefic. determinace	0,58	0,61	0,64
Hodnota p	0,010	0,008	0,005

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u vastu lateralis vpravo sice došlo k poklesu hodnot u všech kvartilů, ale největší sklon je zde u Q25. U všech těchto dat je statistická významnost menší než hodnota 0,05.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:

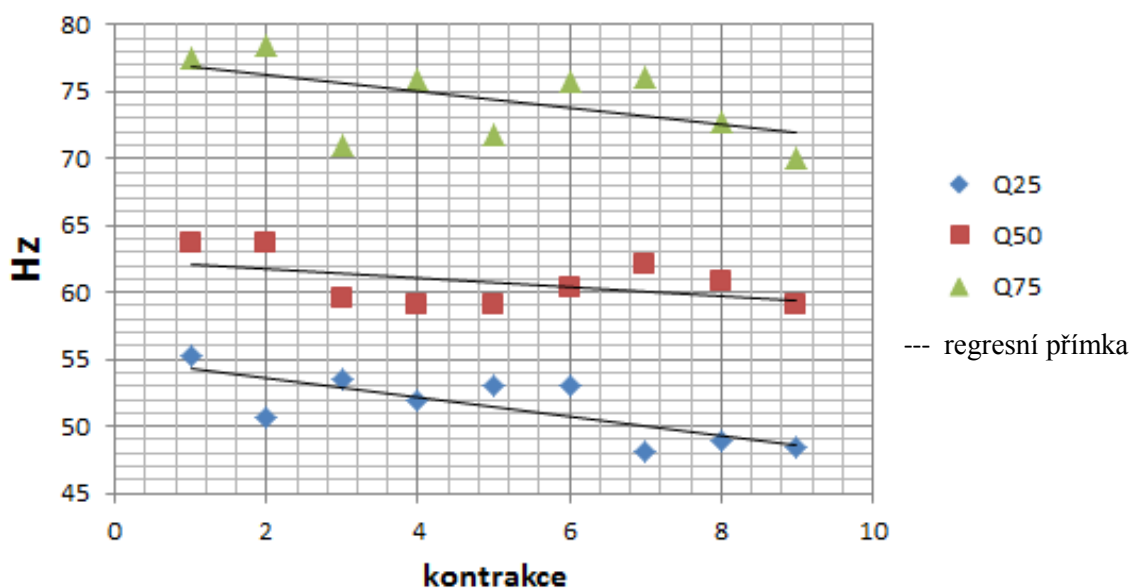


Tabulka 45. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,65	-0,47	-0,78
b	54,84	62,95	76,81
Koefic. determinace	0,13	0,27	0,43
Hodnota p	0,183	0,086	0,031

U levého VL vidíme opět pokles všech hodnot frekvencí. Přestože sklon není výrazný, nejvíce ho lze sledovat u Q75. U Q75 také můžeme sledovat statistickou významnost (0,031). Jelikož u Q25 a mediánu hodnota p nabrala vyšších hodnot než 0,05.

Sval: *m. vastus medialis sin.*:



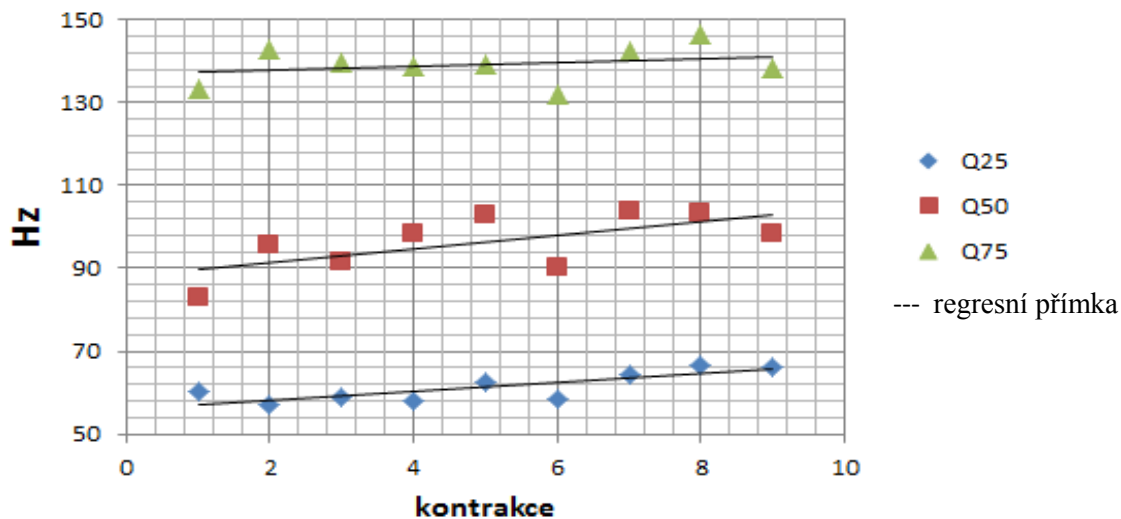
Tabulka 46. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,69	-0,34	-0,61
b	54,92	62,48	77,44
Koefic. determinace	0,52	0,13	0,21
Hodnota p	0,017	0,182	0,119

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u vastu medialis vlevo došlo u pátého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Nicméně zde nenacházíme největší sklon u Q75.

Jediný Q25 je statisticky významný (0,017). Jelikož vysoké hodnoty p u mediánu a Q75 dosáhly čísel 0,182 a 0,119.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 47. Parametry pro RF na LDK

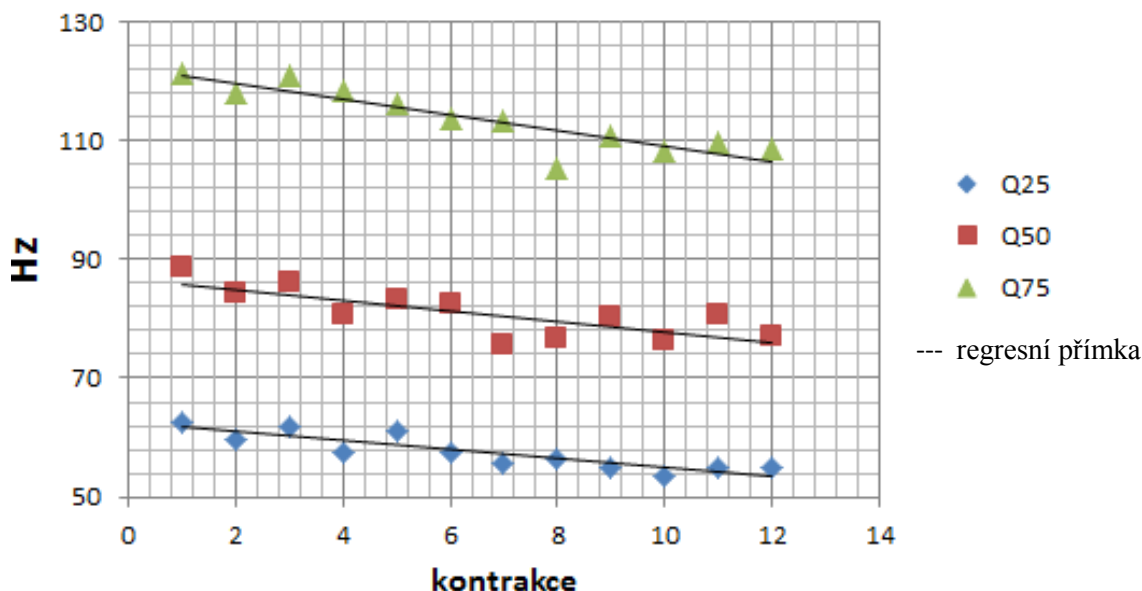
	Q25	Q50	Q75
a	1,04	1,67	0,48
b	56,13	87,97	136,82
Koefic. determinace	0,58	0,35	0,04
Hodnota p	0,01	0,053	0,44

Zvláštní případ vidíme u RF vlevo, kdy nastal nárůst frekvencí u všech kvartilových hodnot. Pod stanovenou hladinou významnosti se dostala data jen u Q25. Ostatní mají příliš vysokou hodnotu p.

Příloha č. 15: Spektrální analýza probanda č. 6

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



Tabulka 48. Parametry pro RF na PDK

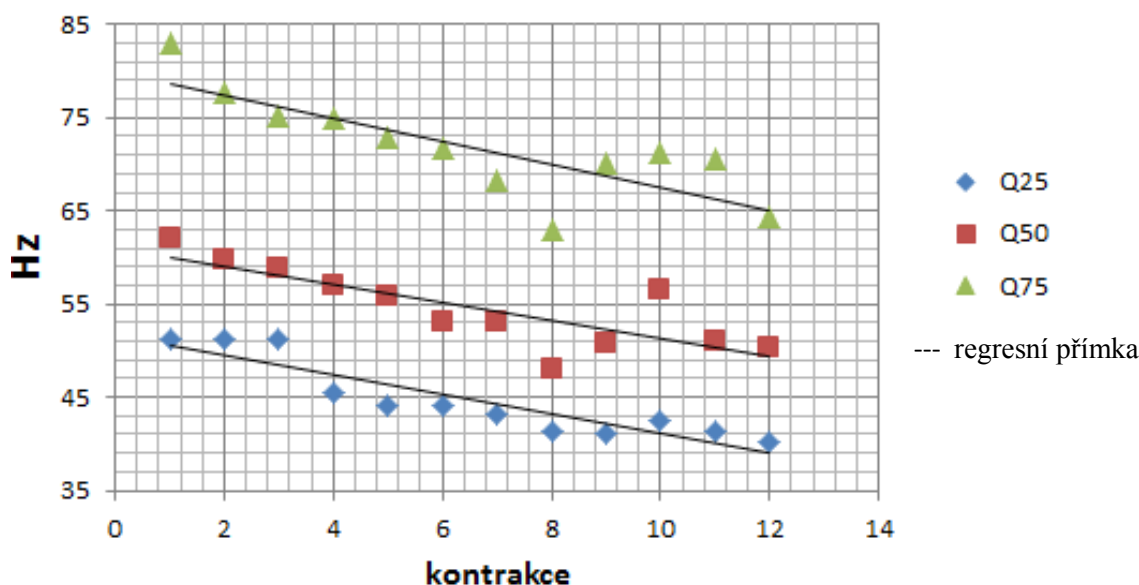
	Q25	Q50	Q75
a	-0,75	-0,89	-1,32
b	62,43	86,87	122,37
Koefic. determinace	0,75	0,57	0,77
Hodnota p	0,0001	0,002	0,00009

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. rectus femoris* vpravo došlo u šestého probanda ve spektrálním EMG při dvanácti opakováních k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, mediánu a Q75.

Hodnoty v průběhu zátěže jsou málo rozptýlené, což lze vidět na grafu i v tabulce u hodnot koeficientu determinace výše. To se odrazilo i na statistické významnosti, kdy všechny parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$, tedy statisticky významné.

Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvartilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

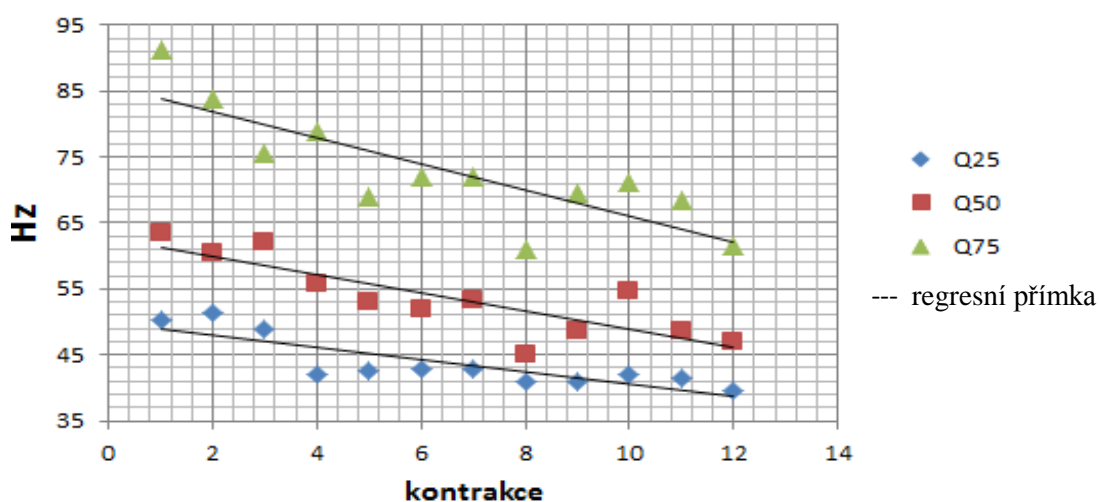


Tabulka 49. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,04	-0,96	-1,23
b	51,56	60,96	79,94
Koefic. determinace	0,81	0,62	0,62
Hodnota p	0,00004	0,001	0,001

Stejný případ nastal i u mediálního vastu vpravo a můžeme tedy vidět pokles frekvencí u všech kvartilů. A navíc největší sklon je zaznamenán u Q75. Hodnoty v průběhu kontrakcí jsou málo rozptýlené, což lze vidět na grafu i v tabulce u hodnot koeficientu determinace. To se odrazilo i na statistické významnosti, kdy všechny parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$, tedy statisticky významné.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:

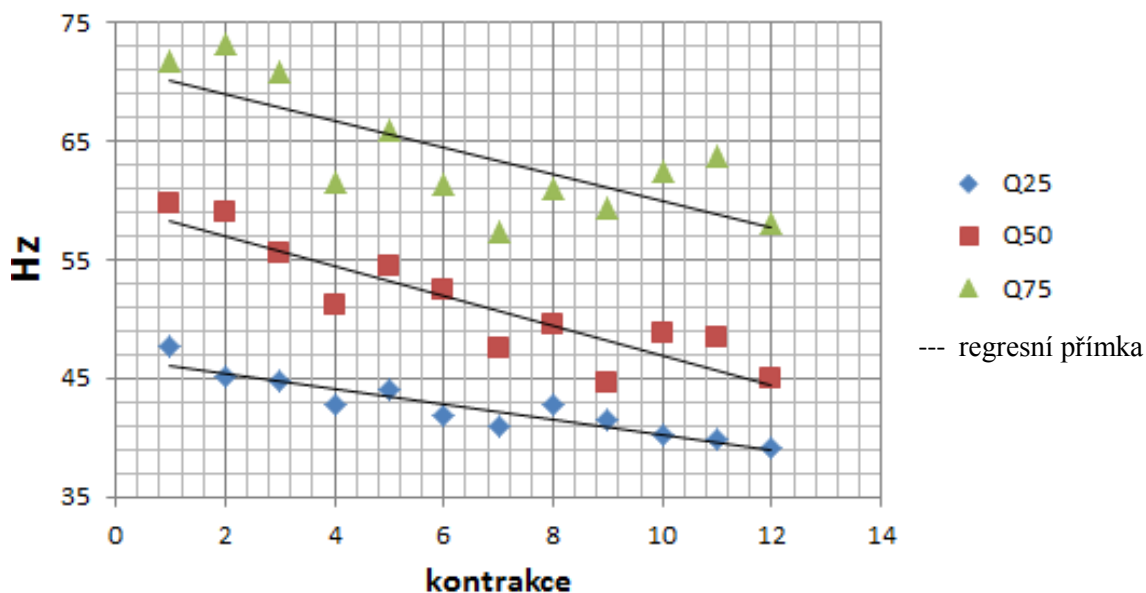


Tabulka 50. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,93	-1,38	-1,98
b	49,83	62,65	85,70
Koefic. determinace	0,68	0,67	0,65
Hodnota p	0,0005	0,0006	0,0009

Stejný případ nastal i u VL vpravo a můžeme tedy vidět pokles frekvencí u všech kvartilů. A navíc největší sklon je zaznamenán u Q75. Hodnoty v průběhu kontrakcí jsou málo rozptýlené, což lze vidět na grafu i v tabulce u hodnot koeficientu determinace. To se odrazilo i na statistické významnosti, kdy všechny parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$, tedy statisticky významné.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



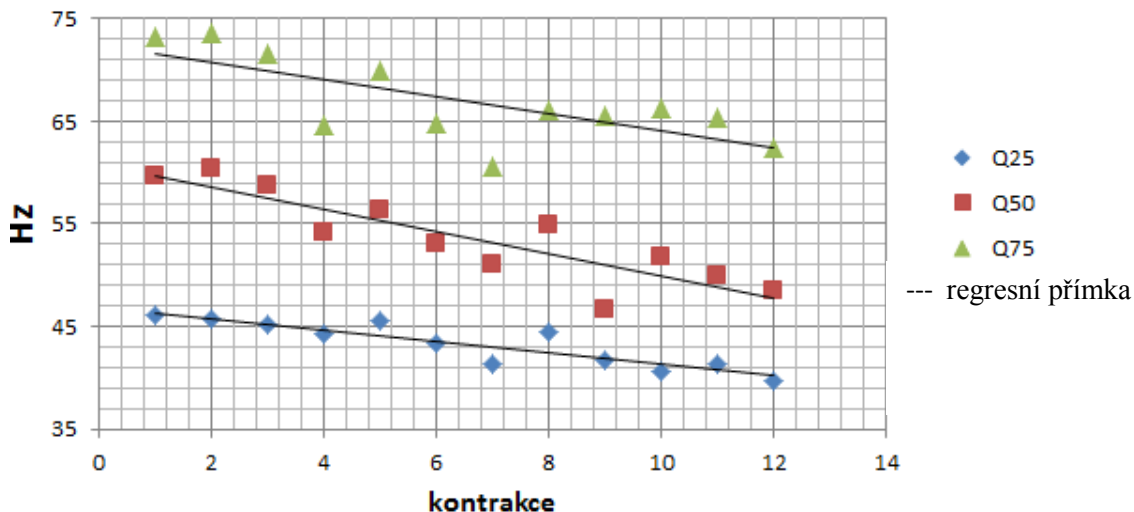
Tabulka 51. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,65	-1,25	-1,13
b	46,74	59,45	71,24
Koefic. determinace	0,85	0,79	0,53
Hodnota p	0,00001	0,00007	0,004

Obdobný případ nastal i u VL vlevo a můžeme tedy vidět pokles frekvencí u všech kvartilů. S rozdílem, že největší sklon je zaznamenán u mediánu. Hodnoty v průběhu kontrakcí jsou málo rozptýlené, což lze vidět na grafu i v tabulce u hodnot

koeficientu determinace. To se odrazilo i na statistické významnosti, kdy všechny parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$, tedy statisticky významné

Sval: *m. vastus medialis sin.*:

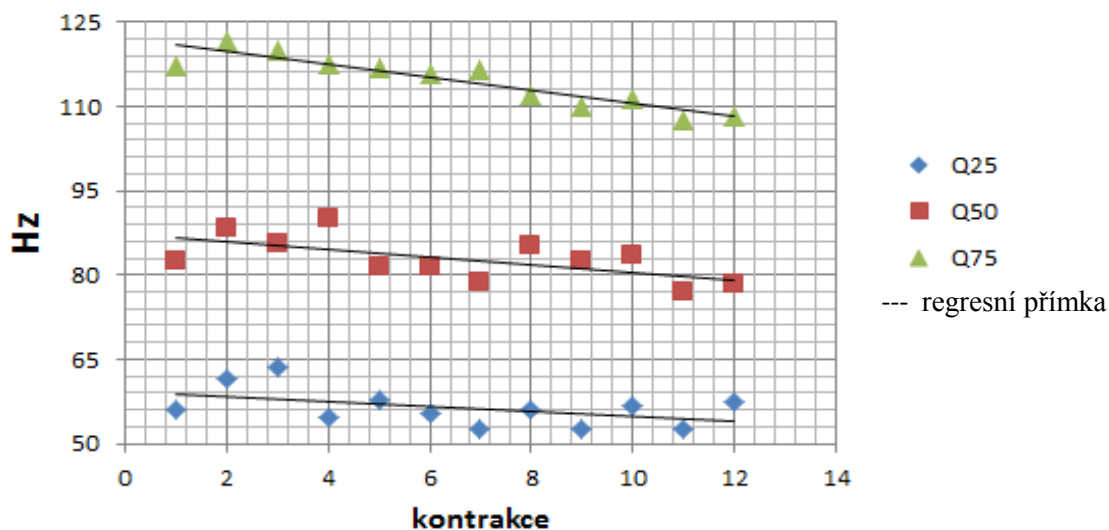


Tabulka 52. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,56	-1,08	-0,85
b	46,94	60,80	72,49
Koefic. determinace	0,79	0,75	0,49
Hodnota p	0,00006	0,0001	0,006

U mediálního vastu vlevo je zřejmý pokles u všech tří kvartilových mezníků. V tomto případě je zaznamenán největší sklon u mediánu. A u všech je opět hodnota p pod hladinou významnosti 0,05.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 53. Parametry pro RF na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,46	-0,66	-1,18
b	59,36	87,21	122,32
Koefic. determinace	0,16	0,30	0,85
Hodnota p	0,111	0,03	0,00001

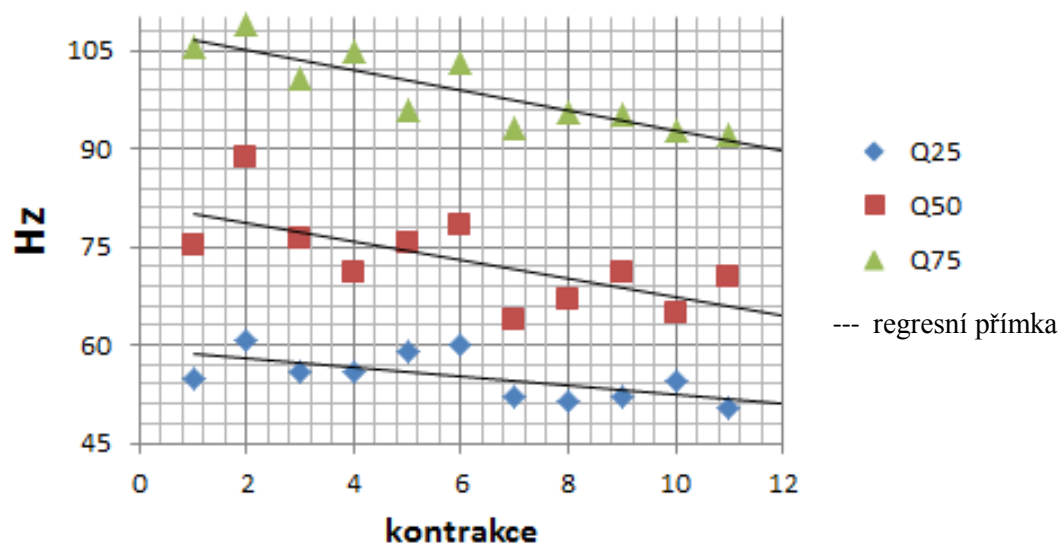
U posledního svalu šestého probanda došlo k poklesu regresních přímek u všech kvartilů. Navíc jsme zaznamenali nejstrmější sklon u Q75.

U Q25 vidíme větší rozptyl hodnot, což se projevilo ve statistickou nevýznamnost. Medián a Q75 jsou naopak pod hladinou významnosti 0,05.

Příloha č. 16: Spektrální analýza probanda č. 7

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



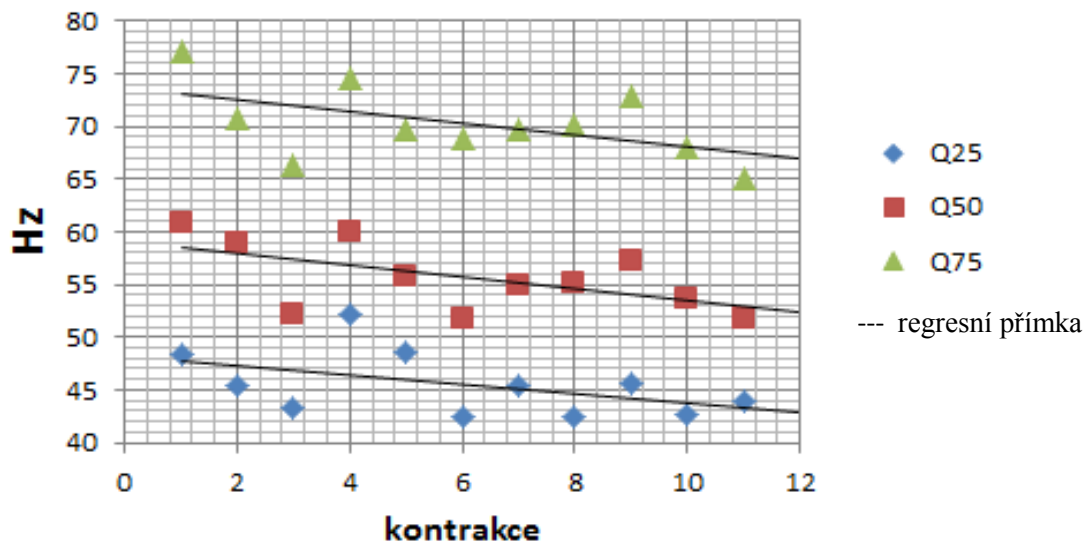
Tabulka 54. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,68	-1,42	-1,55
b	59,23	81,45	108,29
Koefic. determinace	0,34	0,38	0,71
Hodnota p	0,035	0,026	0,0007

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. rectus femoris* vpravo došlo u sedmého probanda ve spektrálním EMG při jedenácti opakováních k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, mediánu a Q75. Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

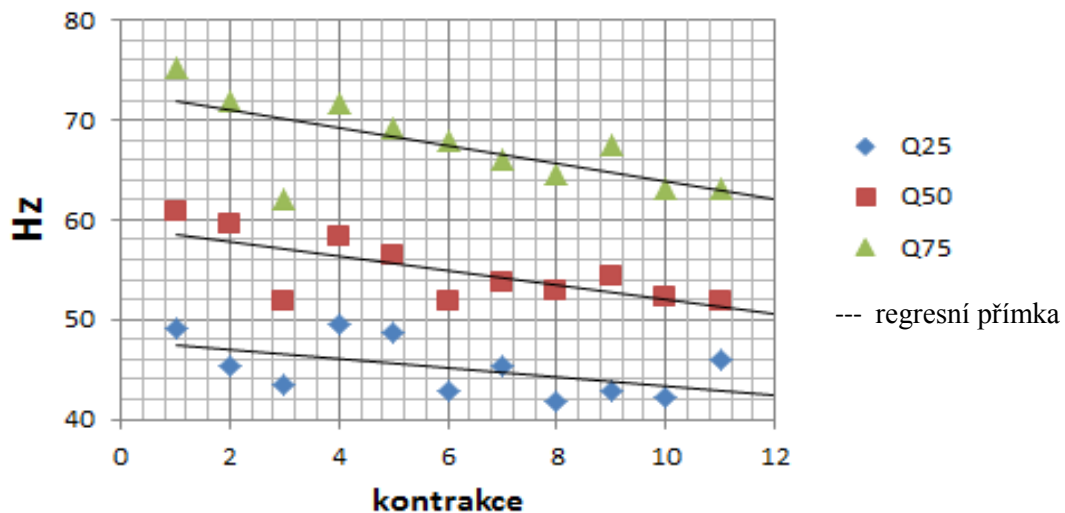


Tabulka 55. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,45	-0,55	-0,56
b	48,14	58,97	73,62
Koefic. determinace	0,14	0,25	0,19
Hodnota p	0,141	0,068	0,099

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u vastus medialis vpravo došlo ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Pokles byl mírný, ale nejvíce zaznamenaný u Q75. Nicméně u tohoto svalu jsou hodnoty statisticky nevýznamné, jelikož $p > 0,05$. Konkrétně dosáhly hodnot 0,141; 0,068 a 0,099.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:



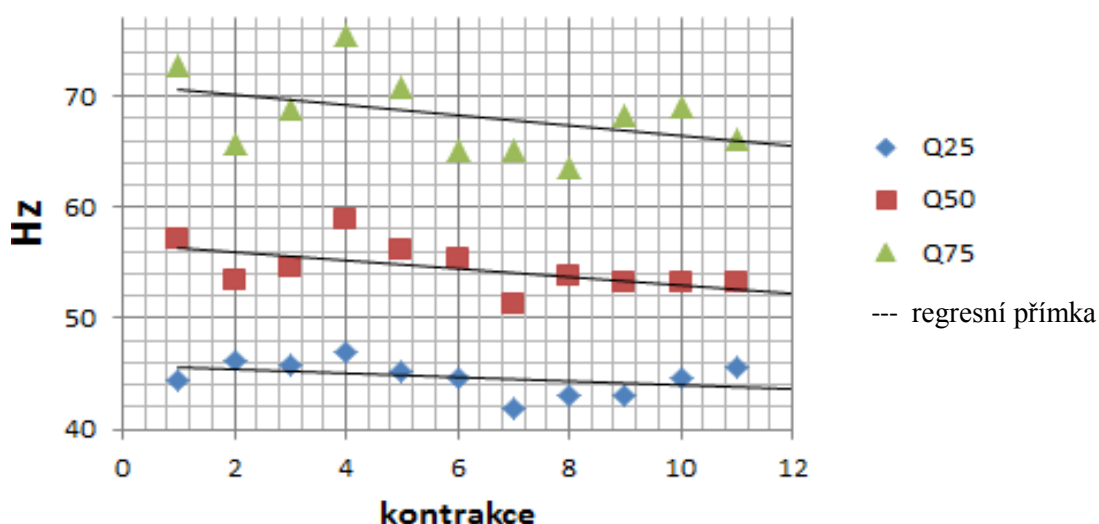
Tabulka 56. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,45	-0,72	-0,88
b	47,89	59,21	72,76
Koefic. determinace	0,19	0,46	0,43
Hodnota p	0,098	0,013	0,017

Vidíme, že došlo k poklesu hodnot frekvence u všech parametrů s průběhem takovým, že nejvyšší sklon je u Q75.

Statisticky nevýznamná data nacházíme u Q25 s hodnotou p 0,098. Ostatní kvartilové hodnoty už jsou pod hranicí hladiny významnosti 0,05.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



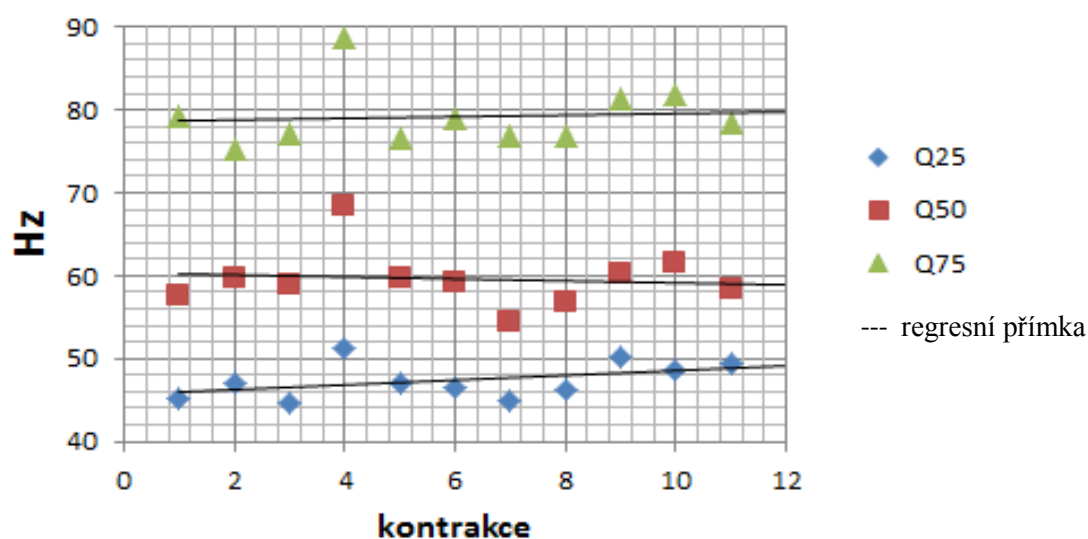
Tabulka 57. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,23	-0,37	-0,47
b	45,72	56,76	71,11
Koefic. determinace	0,06	0,25	0,09
Hodnota p	0,22	0,069	0,18

Z grafu si můžeme všimnout, že došlo k poklesu hodnot frekvence u všech parametrů s průběhem takovým, že nejvyšší, i když jen v malé míře, je sklon u Q75.

Nicméně statisticky nevýznamná data jsou zde všude s hodnotou $p > 0,05$.

Sval: *m. vastus medialis sin.*:

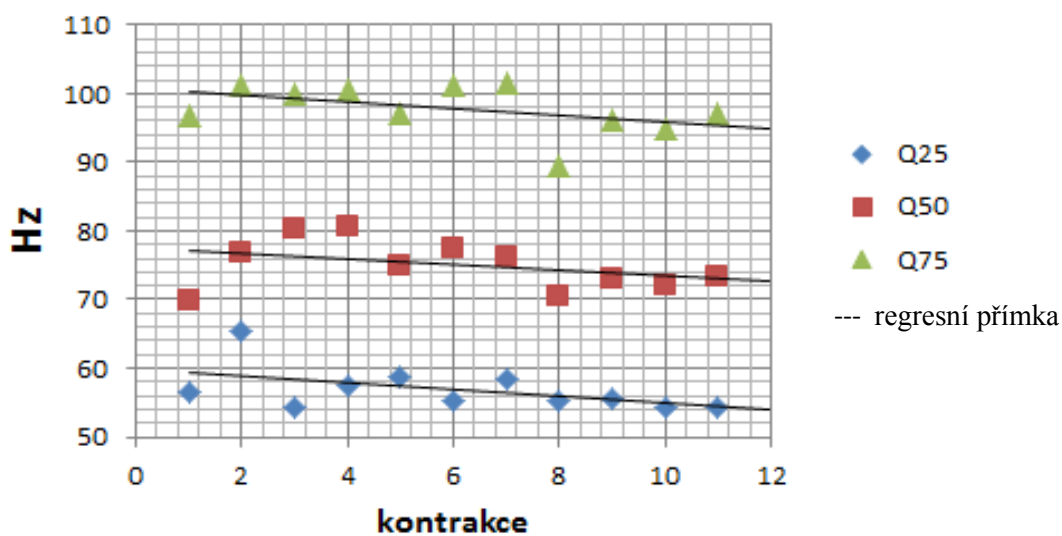


Tabulka 58. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	0,29	-0,12	0,10
b	45,61	60,22	78,59
Koefic. determinace	0,095	0,097	0,10
Hodnota p	0,18	0,18	0,20

Zvláštní případ vidíme u VM vlevo, kdy nastal nárůst frekvencí u Q25 a Q75, jediný medián mírně klesal. Všechna data jsou statisticky nevýznamná pro příliš vysokou hodnotu p.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 59. Parametry pro RF na LDK

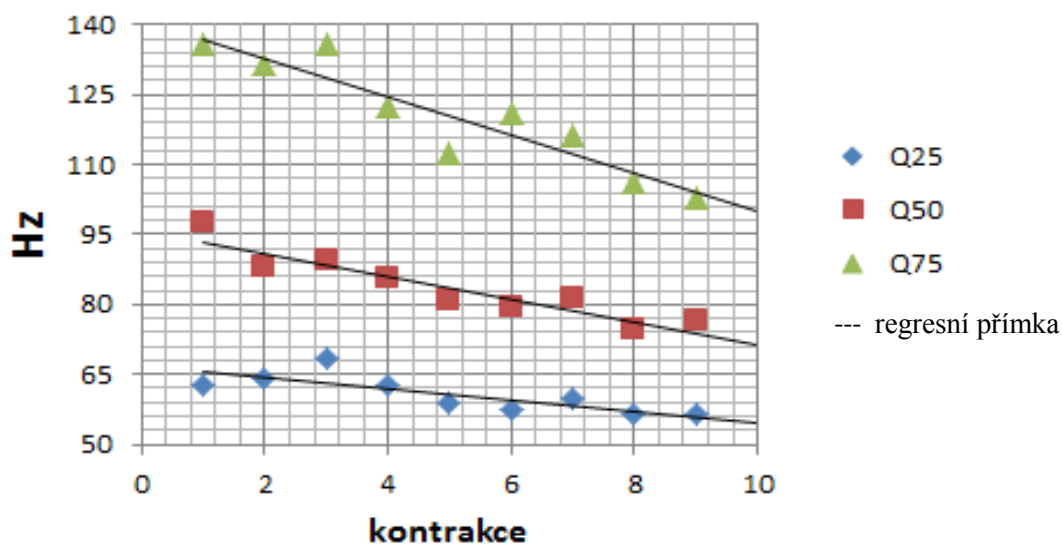
	Q25	Q50	Q75
a	-0,49	-0,40	-0,49
b	59,86	77,46	100,69
Koefic. determinace	0,18	0,04	0,10
Hodnota p	0,10	0,26	0,17

U levého RF mají sice hodnoty sestupnou tendenci, s největší u Q75, nicméně hodnoty mají velký rozptyl a všechna data jsou statisticky nevýznamná pro příliš vysokou hodnotu p.

Příloha č. 17: Spektrální analýza probanda č. 8

Spektrální analýza EMG při cvičení do únavy při 75% zatížení z maximálního odporu pro parametry Q25, medián a Q75.

Sval: *m. rectus femoris dx.*:



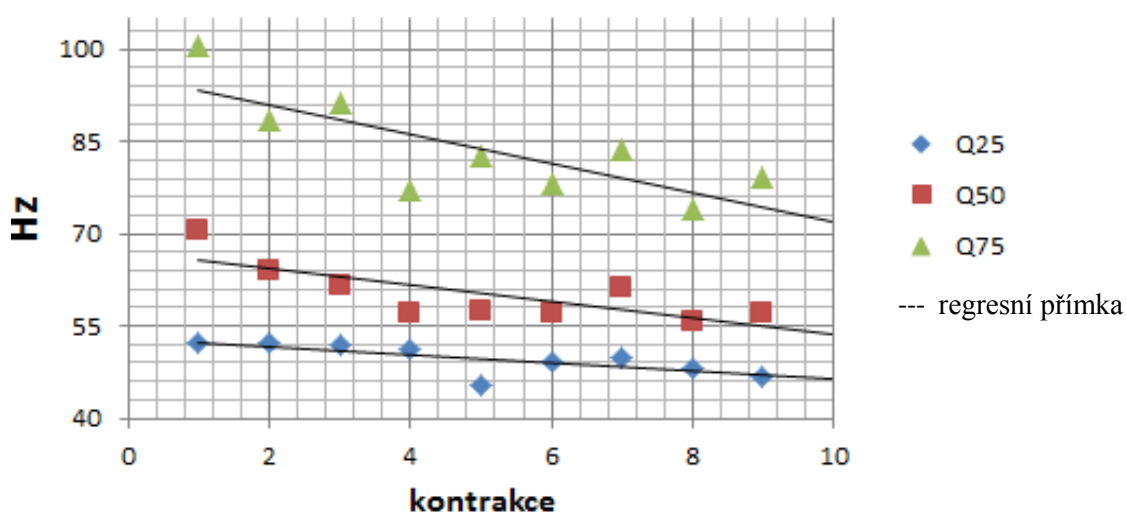
Tabulka 60. Parametry pro RF na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,20	-2,44	-4,11
b	66,71	95,86	141,11
Koefic. determinace	0,58	0,84	0,83
Hodnota p	0,01	0,0003	0,0003

Z grafu vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u *m. rectus femoris* vpravo došlo u osmého probanda ve spektrálním EMG při devíti opakováních k poklesu všech sledovaných hodnot Q25, mediánu a Q75. Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: *m. vastus medialis dx.*:

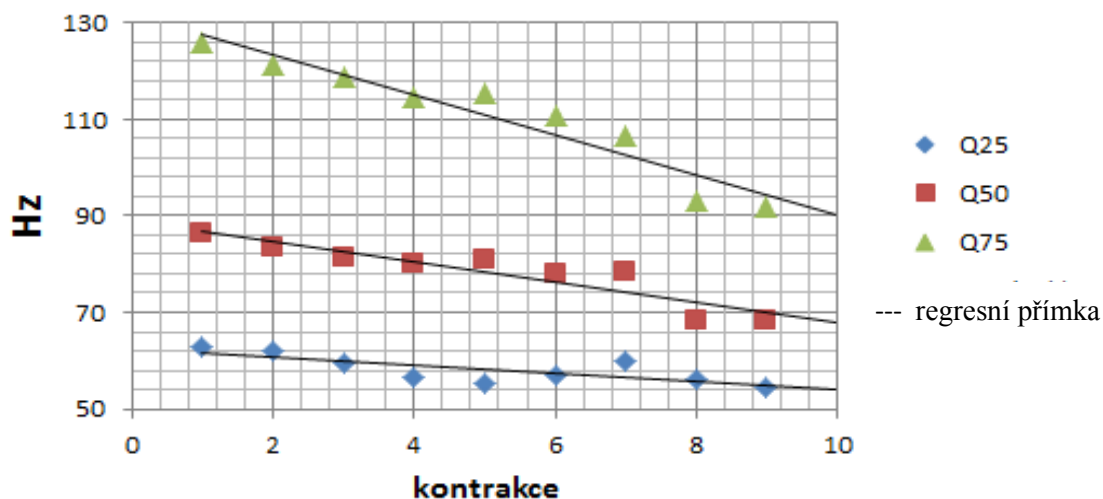


Tabulka 61. Parametry pro VM na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,66	-1,35	-2,4
b	52,97	66,98	95,94
Koefic. determinace	0,47	0,53	0,56
Hodnota p	0,024	0,016	0,01

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u vastus medialis vpravo došlo u osmého probanda ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75. Statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: *m. vastus lateralis dx.*:



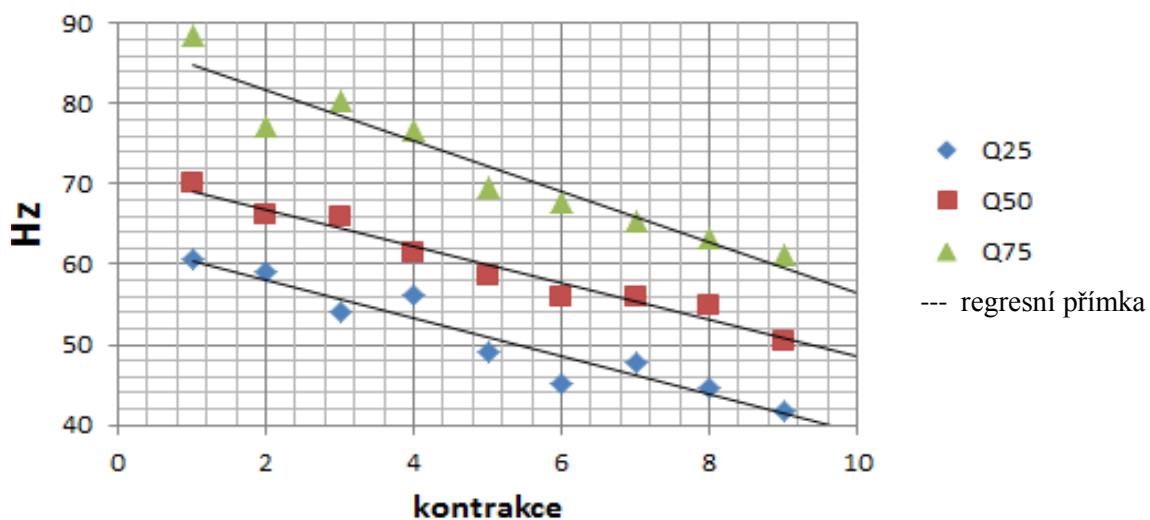
Tabulka 62. Parametry pro VL na PDK

	Q25	Q50	Q75
a	-0,81	-2,08	-4,16
b	62,23	88,80	131,80
Koefic. determinace	0,50	0,82	0,90
Hodnota p	0,02	0,0004	0,00005

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u VL vpravo došlo ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvantilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: *m. vastus lateralis sin.*:



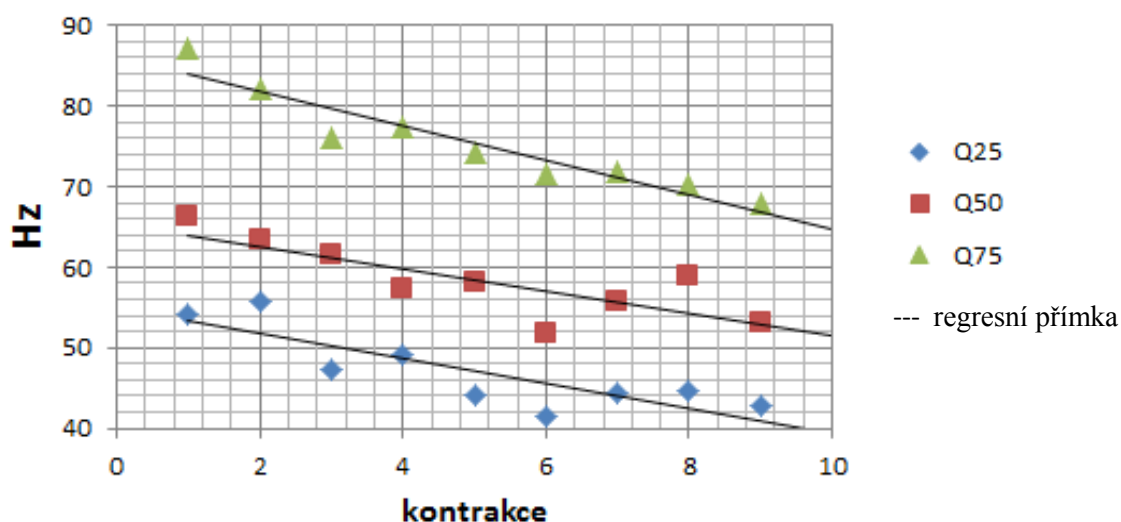
Tabulka 63. Parametry pro VL na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-2,38	-2,29	-3,16
b	61,87	71,38	88,04
Koefic. determinace	0,91	0,96	0,91
Hodnota p	0,00004	0,000003	0,00004

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u VL vlevo došlo ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Zároveň také vidíme, že nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Na tomto grafu vidíme v průběhu regresní přímky minimální rozptyl hodnot, který je vyjádřen vysokou hodnotou koeficientu determinace. Velmi statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: m. vastus medialis sin.:



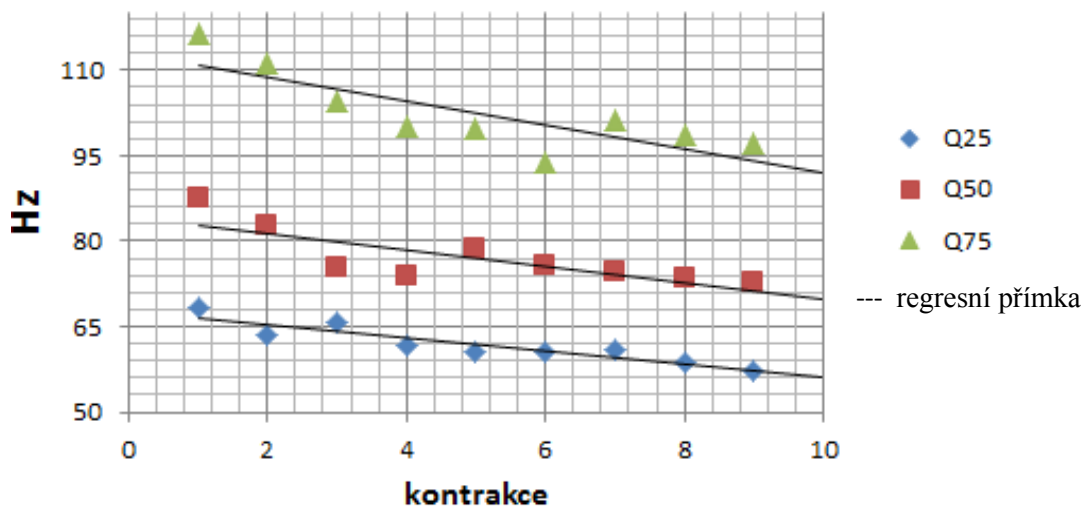
Tabulka 64. Parametry pro VM na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,53	-1,39	-2,12
b	54,79	65,45	86,04
Koefic. determinace	0,66	0,61	0,89
Hodnota p	0,005	0,008	0,00009

Z grafů vidíme, že vlivem rostoucí lokální svalové únavy u vastus medialis vlevo došlo ve spektrálním EMG k poklesu všech sledovaných hodnot frekvence Q25, medián i Q75. Zároveň také vidíme, že se přímka sklání s každým kvartilem více a nejvyšší sklon ze tří sledovaných má parametr Q75.

Statisticky významná data sledujeme ve všech třech případech, kdy parametry Q25, medián a Q75 jsou hodnoceny jako $p < 0,05$.

Sval: *m. rectus femoris sin.*:



Tabulka 65. Parametry pro RF na LDK

	Q25	Q50	Q75
a	-1,13	-1,44	-2,10
b	67,60	84,38	113,08
Koefic. determinace	0,81	0,58	0,61
Hodnota p	0,0006	0,01	0,008

U posledního sledovaného svalu na levé DK, tedy u RF jsme opět dostali klesající trend regresních přímek, přičemž největší sklon zaznamenáváme u Q75. Všechna data jsou navíc statisticky významná, jelikož hodnota $p < 0,05$.