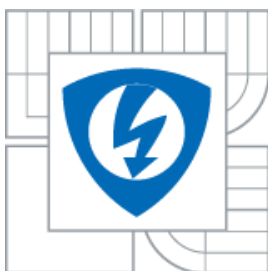




VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ**
ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION
DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

HONOCENÍ SVALOVÉ ÚNAVY HORNÍCH KONČETIN

EVALUATION OF UPPER LIMB MUSCLE FATIGUE

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE
BACHELOR'S THESIS

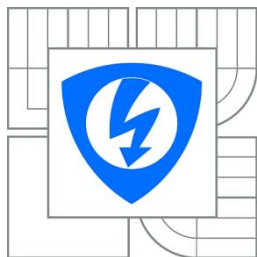
AUTOR PRÁCE
AUTHOR

ONDŘEJ NETOPIL

VEDOUCÍ PRÁCE
SUPERVISOR

Ing. PAVLA RONKOVÁ

BRNO 2014



**VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ**

**Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií**

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Student: Ondřej Netopil

ID: 146198

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Hodnocení svalové únavy horních končetin

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření elektrické aktivity svalů. 2) Prostudujte vznik a hodnocení svalové únavy. 3) Seznamte se s měřicím systémem BIOPAC a jeho možnostmi snímání elektromyografických signálů. 4) Navrhněte protokol měření únavy horních končetin pomocí povrchové elektromyografie. 5) Realizujte měření elektrické aktivity svalů horní končetiny na malé skupině osob. 6) Naměřené hodnoty zpracujte v programovém prostředí Matlab. 7) Proveďte zhodnocení a diskusi dosažených výsledků.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

- [1] HONZÍKOVÁ, Nataša. Biologie člověka, Brno: Vysoké učení technické v Brně, 2003.
[2] PFLANZER A KOL., Richard. BIOPAC SYSTEM, Inc. Biopac student lab: Laboratory Manual. 1. vyd. Goleta, CA, 2007.

Termín zadání: 10.2.2014

Termín odevzdání: 30.5.2014

Vedoucí práce: Ing. Pavla Ronková

Konzultanti bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

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

Abstrakt

Tato práce se zabývá hodnocením svalové únavy horních končetin pomocí analýzy signálu z povrchové elektromyografie. Stručně popisuje lidský sval z anatomického a fyziologického hlediska. Dále je zde popisován mechanismus vzniku a projevy svalové únavy. Práce se věnuje také elektromyografii, zpracování elektromyografického signálu a hodnocení svalové únavy pomocí elektromyografie. Cílem práce je zhodnocení svalové únavy u trénovaných a netrénovaných jedinců v závislosti na pohlaví a v závislosti na velikosti zátěže, které je přiměřená každému dobrovolníkovi zvlášť. Měření je provedeno na dvanácti mladých dobrovolnících. Měření bylo provedeno pomocí systému Biopac. Velikost síly je určena pomocí dynamometru. Z výsledků práce vyplývá, že nejvíce se unavují netrénovaní muži, pak netrénované ženy, následně trénovaní muži a nejméně se unavují trénované ženy.

Klíčová slova

Svalová únava, elektromyografie, EMG, Biopac

Abstract

This work deals with the evaluation of upper limb muscle fatigue by analyzing the signal of surface electromyography. It briefly describes the human muscle of anatomical and physiological point of view. There is also described a mechanism of symptoms of muscle fatigue. The work devotes to electromyography, electromyography signal processing and evaluation of muscle fatigue using electromyography. The aim is to evaluate muscle fatigue in trained and untrained person depending on gender and depending on the size of the load, which is proportional to each volunteer separately. The measurement is performed on twelve young volunteers. For measurement is used the Biopac system. The magnitude is determined using a dynamometer. The results of this work show that the most tired are untrained men, then untrained women, then trained men and at least tired are the trained women.

Keywords

Muscle fatigue, elektromyografy, EMG, Biopac

Netopil, O. *Hodnocení svalové únavy horních končetin*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 59 s. Vedoucí práce: Ing. Pavla Ronková.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Hodnocení svalové únavy horních končetin jsem vypracoval samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

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

V Brně dne

(podpis autora)

Poděkování

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Pavle Ronkové za odbornou pomoc, ochotu a trpělivost, za cenné rady při konzultacích a dále za účinnou metodickou a pedagogickou pomoc při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne

(podpis autora)

Obsah

Úvod.....	9
1 Lidský sval	10
1.1 Dělení svalů.....	10
1.2 Stručná anatomie svalů horní končetiny:	10
1.3 Stavba svalu:	11
1.4 Dělení svalových vláken	14
1.5 Svalová kontrakce	14
1.6 Energetika svalové kontrakce	15
1.7 Práce svalu	16
2 Svalová únava	17
2.1 Fyziologie tělesné zátěže.....	17
2.1.1 Začátek svalového výkonu	18
2.1.2 Ustálený stav	18
2.1.3 Únava	18
2.1.4 Vliv trénovanosti.....	19
3 Elektromyografie.....	20
3.1 Geneze elektromyografického signálu	20
3.2 Měření elektromyografického signálu	20
3.3 Analýza elektromyografického signálu.....	21
3.3.1 Filtrace elektromyografického signálu.....	21
3.3.2 Analýza v časové oblasti	21
3.3.3 Analýza ve frekvenční oblasti	22
3.4 Hodnocení svalové únavy podle elektromyografického signálu	22
3.4.1 Monitorování svalové únavy	24
3.4.2 Změny v elektromyogramu během únavy.....	25
4 Přehled poznatků o hodnocení svalové únavy	26
4.1 Srovnání subjektivního a objektivního hodnocení	26
4.2 Přesnost měření	26
4.3 Svalová únava při zátěži.....	27
4.4 Souvislost únavy se sportem	27
4.5 Aplikace v ergonomii	27
4.6 Zajímavé souvislosti	28
5 Systém Biopac.....	29
5.1 Možnosti nahrávání elektromyografického signálu v systému Biopac.....	29

6 Návrh řešení	30
6.1 Důvody zkoumání svalové únavy	30
6.2 Měřicí protokol.....	30
6.2.1 Postup měření.....	30
6.2.2 Zpracování.....	31
7 Popis měření	32
7.1 Dotazník	32
7.2 Průběh měření	33
8 Popis programu	35
8.1 Funkce Hlavní	35
8.2 Funkce Program a Program6.....	36
8.3 Funkce spektrum	42
8.4 Funkce Fmed.....	42
8.5 Funkce Fmean	43
9 Zhodnocení výsledků	44
9.1 Zdůvodnění výběru způsobu hodnocení	44
9.2 Způsob hodnocení	45
9.3 Popis výsledků	45
9.3.1 Hlavní měření.....	45
9.3.2 Popis výsledků prvního měření	47
9.3.3 Popis výsledků třetího měření.....	47
9.3.4 Popis hodnot jednotlivých osob	48
9.3.5 Celkové porovnání únavy	49
10 Diskuse	51
10.1 Možné chyby.....	51
10.2 Poznatky a zajímavosti.....	52
10.3 Využití poznatků práce	53
Závěr.....	54
Seznam zkratk	59
Seznam příloh.....	59
Přílohy	I

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Svaly horní končetiny (převzato z [1])	11
Obrázek 2: Struktura svalu (převzato z [3])	12
Obrázek 3: Uspořádání zón sarkomery (převzato z [4])	13
Obrázek 4: Využití energetických zdrojů v průběhu svalové práce, (převzato z [6]).....	15
Obrázek 5: Spotřeba energie během svalové zátěže, (převzato z [4])	17
Obrázek 6: Záznam z testu výdrže zádoových svalů: zelená barva stav na začátku cvičení, modrá barva po únavě, osa x představuje časovou osu a osa y představuje v případě A - mediánovou frekvenci, B - střední frekvenci, C - průchod nulou, D - amplitudu (převzato z [10]).....	22
Obrázek 7: Nahoře: Posun spektra, Dole: Index svalové únavy, (převzato z [10])	23
Obrázek 8: Kontraktilní únava (síla) vs. metabolická únava (mediánová frekvence), (převzato z [11])	24
Obrázek 9: Nárůst amplitudy s únavou, (převzato z [11])	24
Obrázek 10: Umístění elektrod na horní končetině.....	33
Obrázek 11: Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika filtru horní propust'	36
Obrázek 12: Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika filtru pásmová zádrž	37
Obrázek 13: Vykreslení EMG signálu a síly po šedesáti sekundových úsecích	38
Obrázek 14: Amplitudové hodnoty MAV (nahore) a RMS (dole)	38
Obrázek 15: Průměrné hodnoty síly.....	39
Obrázek 16: Boxploty síly z jednotlivých úseků	39
Obrázek 17: Modulová spektra z jednotlivých úseků	40
Obrázek 18: Frekvenční hodnoty: nahore mediánová frekvence (4 hodnoty), uprostřed mediánová frekvence (8 hodnot) a dole střední frekvence (4 hodnoty).....	40
Obrázek 19: Lineární regrese hodnot mediánové frekvence vlevo 4 hodnoty a vpravo 8 hodnot	41
Obrázek 20: Přehled hodnot získaných z druhého měření od jednoho probanda	41

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Průběh měření	31
Tabulka 2: Přehled údajů o dobrovolnících	32
Tabulka 3: Dotazník pro vyšetřovanou osobu:	33
Tabulka 4: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - druhé měření:	46
Tabulka 5: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - první měření:	47
Tabulka 6: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - třetí měření:	48
Tabulka 7: Slovní hodnocení poklesu síly, nárůstu amplitudy a třesu	49
Tabulka 8: Srovnání všech měření - slovní	50
Tabulka 9: Srovnání všech měření - číselné	50

Úvod

Při většině činností, které v běžném životě konáme, zapojujeme naše pohybové ústrojí. U některých z těchto činností je potřeba vynaložit větší sílu, čili intenzivnější zapojení svalů. K takovým činnostem patří jednak sportovní aktivity a také rozličné druhy prací. Pokud člověk není dobře trénovaný a zvyklý na odpovídající zátěž nebo pokud velikost zátěže přesahuje jeho fyzické možnosti, může pociťovat svalovou únavu. Subjektivně tedy únavu vnímáme jako pokles síly, neschopnost pokračovat v práci se stejnou intenzitou, nebo jako bolest ve svaích. S tímto pocitem se určitě každý mnohokrát setkal.

Dnešní technické možnosti poskytují různé způsoby objektivního hodnocení svalové únavy. Jednou z těchto možností je využití signálu z povrchové elektromyografie (EMG) snímaného během zátěže. Následnou analýzou tohoto signálu, ať už v časové nebo ve frekvenční oblasti, můžeme zjistit cenné informace o svalové únavě. Tyto informace lze následně vyhodnotit a získat z nich závěry. Právě tímto způsobem hodnocení svalové únavy se tato práce zabývá.

V první kapitole práce je popisován lidský kosterní sval z anatomického a fyziologického hlediska. Další kapitola se věnuje fyziologii tělesné zátěže a podrobněji rozebírá svalovou únavu z hlediska procesů probíhajících v lidském těle. Třetí kapitola stručně seznamuje s elektromyografií, vznikem elektromyografického signálu a jeho analýzou. V závěru této kapitoly jsou nejdůležitější informace týkající se hodnocení svalové únavy pomocí elektromyografie. Následující kapitola přináší krátký přehled několika studií, které se zabývaly svalovou únavou. Pátá kapitola popisuje Laboratorní systém Biopac používaný k záznamu elektrických biosignálů, který je použit pro elektromyografické měření v rámci této práce. Další kapitoly obsahují způsob měření, popis programu na zpracování dat a vyhodnocení výsledků.

Cílem je zjistit, jaké jsou rozdíly ve svalové únavě u trénovaných a netrénovaných osob a také souvislost s pohlavím. Svalová únava je zkoumána v závislosti na síle, jejíž velikost je zvolena přiměřeně každému dobrovolníkovi zvlášť. Měření je provedeno na svalu musculus flexor carpi ulnaris (loketní ohybač zápěstí) na dominantní končetině, k jehož volní aktivaci dochází mimo jiné i při stisku dynamometru. Objektivizace vyvíjené síly během izometrické kontrakce bude zajištěna použitím dynamometru, který měří její velikost.

1 Lidský sval

Svaly v lidském organismu slouží k jeho pohybu (lokomoci) a k zajištění činnosti vnitřních orgánů (pohyb, napětí a peristaltika). Při činnosti svalů je produkováno teplo. V lidském organismu se vyskytují tři druhy svalů: příčně pruhované svalstvo (kosterní svalstvo), hladké svalstvo a srdeční svalstvo. V této práci se zaměříme pouze na kosterní svalstvo.

Sval se skládá ze svalového bříška, šlach (počáteční a úponová) a povázky svalové (fascie). Svalové bříško je nejtlustší místo uprostřed svalu. Šlachy jsou na krajích svalu. Slouží k uchycení svalů ke kostře a chrání sval před poškozením. Svalové povázky jsou na povrchu svalů a obalují jednotlivé svaly nebo celé skupiny svalů. Do svalu vstupují tepny, které zajišťují jeho výživu. Aby bylo možné řídit činnost svalu, je propojen s nervovým systémem. Nervy motorické, vedou vzruchy z motorických center do svalů a řídí jejich pohyb. Senzitivní nervy vedou vzruchy ze svalů do senzitivních center. Autonomní nervy řídí činnost hladkých svalů. Ze svalu vystupují žíly a mizní žíly, které odvádějí ze svalu odkysličenou krev a zplodiny metabolismu [1].

1.1 Dělení svalů

Svaly můžeme rozdělit do několika skupin podle různých hledisek. Podle smyslu působení rozlišujeme tyto druhy svalů: synergisté jsou svaly, které vykonávají stejnou funkci, působí spolu a antagonisté působí proti sobě, vykonávají jinou funkci.

Dělení svalů podle:

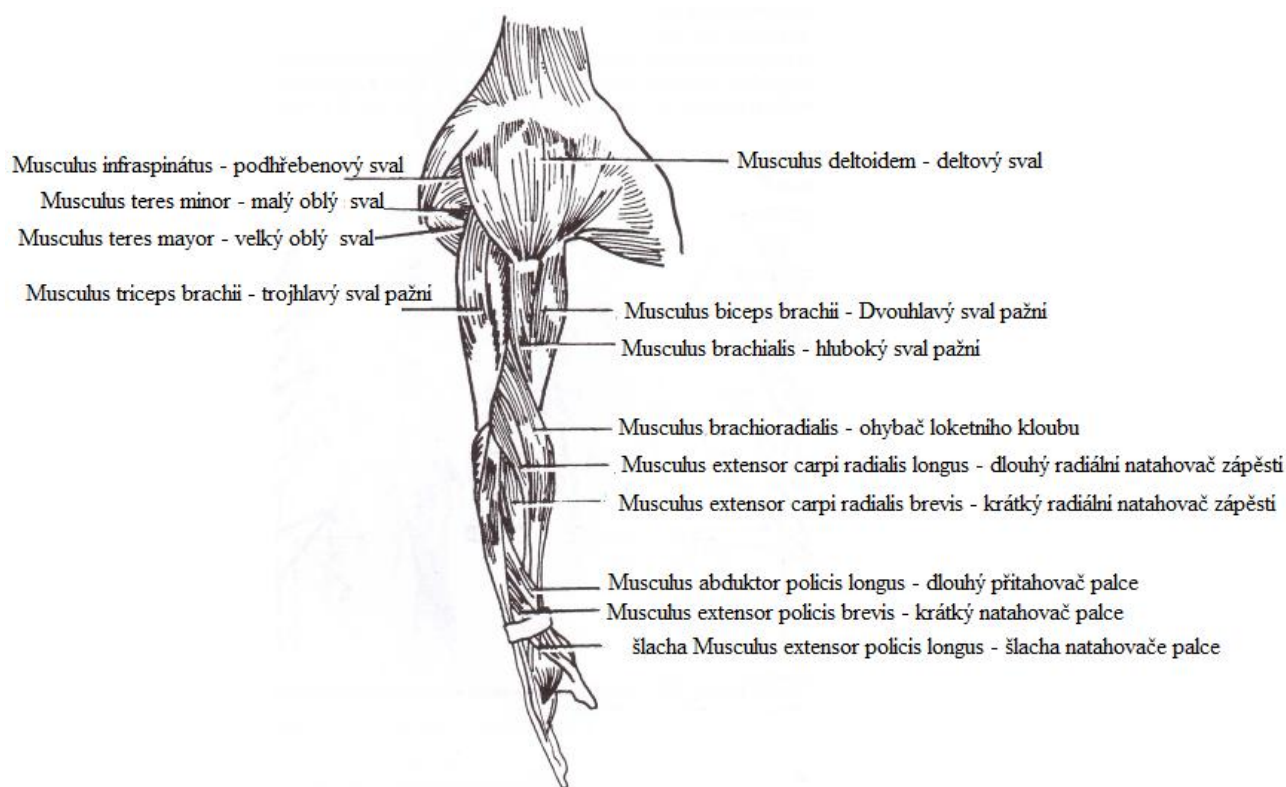
- Tvaru: vřetenovité, dvouhlavé, trojhlavé, čtyřhlavé, oblé, dlouhé, krátké atd.
- Směru vláken: šikmé, příčné, přímé aj.
- Uložení: laterální (boční), hloubkové, povrchní, mediální, spánkové, břišní atd.
- Funkce: flexory (ohybače), extensory (natahovače), adduktory (přitahovače), abduktory (odtahovače), sfinktery (svěrače) a dilatátory (rozvěrače) [1].

1.2 Stručná anatomie svalů horní končetiny:

Svaly horní končetiny se dělí na svaly pletence ramenního, svaly paže, svaly předloktí a svaly ruky. Jednotlivé svaly z každé skupiny zde nebudou vyjmenovány, zmíníme pouze ty, které jsou měřitelné pomocí povrchového EMG (dle elektromyografického atlasu [2]). Hlavní svaly horní končetiny jsou uvedeny na obrázku, viz Obrázek 1.

Svaly pletence ramenního je skupina svalů kolem ramenního kloubu. Sem patří například deltový sval (musculus deltoideus), který vede z kosti klíční na kost pažní. Svaly paže jsou rozděleny do dvou skupin přední skupina (shora), kde se nachází dvouhlavý sval pažní (musculus biceps brachii) a zadní skupina (zespodu), kde je trojhlavý sval pažní (musculus

triceps brachii). Svaly předloktí se dělí do tří skupin. Za povrchovou skupinu je to sval předloktí (musculus pronator teres), radiální ohybač zápěstí (musculus flexor carpi radialis) a ulnární ohybač zápěstí (musculus flexor carpi ulnaris). V Laterální (boční) skupině, je měřitelný ohybač loketního kloubu (musculus brachioradialis). Ze zádové (dorzální) skupiny je to natahovač prstů (musculus extensor digitorum), z povrchové vrstvy (mezi vřetení a loketní kostí shora) krátký přitahovač palce (musculus abductor pollicis longus) a natahovač ukazováku (musculus extensor indicis, který je na horní straně předloktí) z hloubkové vrstvy. Svaly ruky vytváří tvar dlaně. Zde je skupina palcová, malíková a střední. Patří sem mezikostní svaly na hřebenu ruky [1].

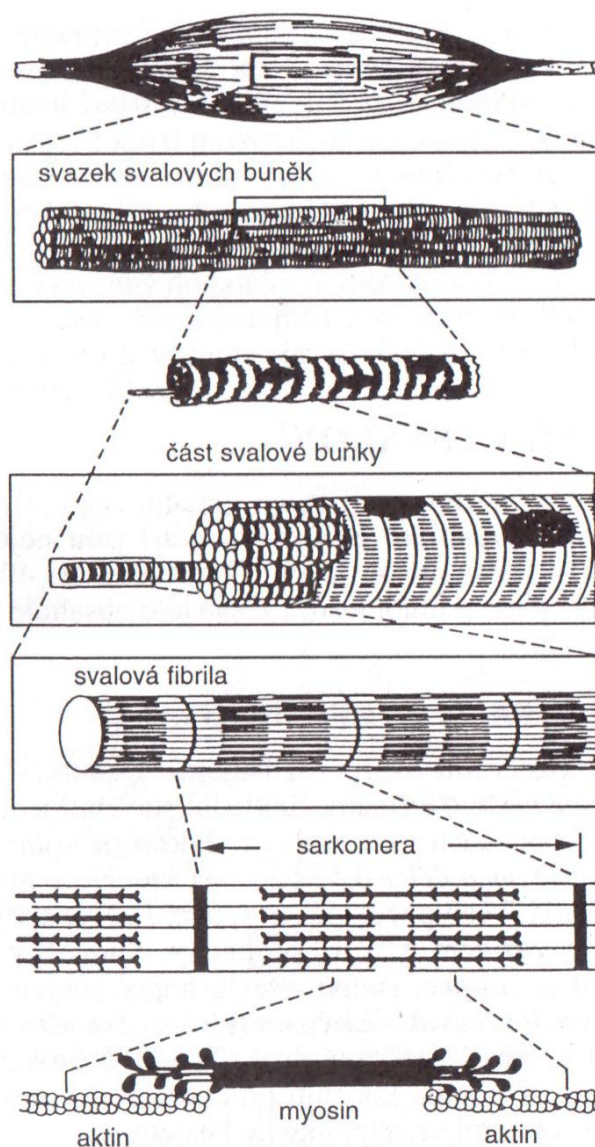


Obrázek 1: Svaly horní končetiny (převzato z [1])

1.3 Stavba svalu:

Popis stavby kosterního svalu je zakterslen na obrázku, viz Obrázek 2. Nahoře na tomto obrázku je jeden sval. Sval se skládá ze svalových snopců a ty jsou složeny z ještě menších svalových snopečků. Svalové snopečky již lze rozložit na jednotlivá svalová vlákna (buňky). Průměr svalového vlákna je od 10 do 100 μm a délka bývá různá [4].

Na povrchu svalového vlákna se nachází sarkolema (buněčná membrána). Svalová buňka je mnohjaderná. V buňce se nachází sarkoplazmatické (endoplazmatické) retikulum, které obsahuje vláknité myofibrily. Nejmenší jednotkou je sarkomera, v ní jsou kontraktilní vlákna aktin a myozin.



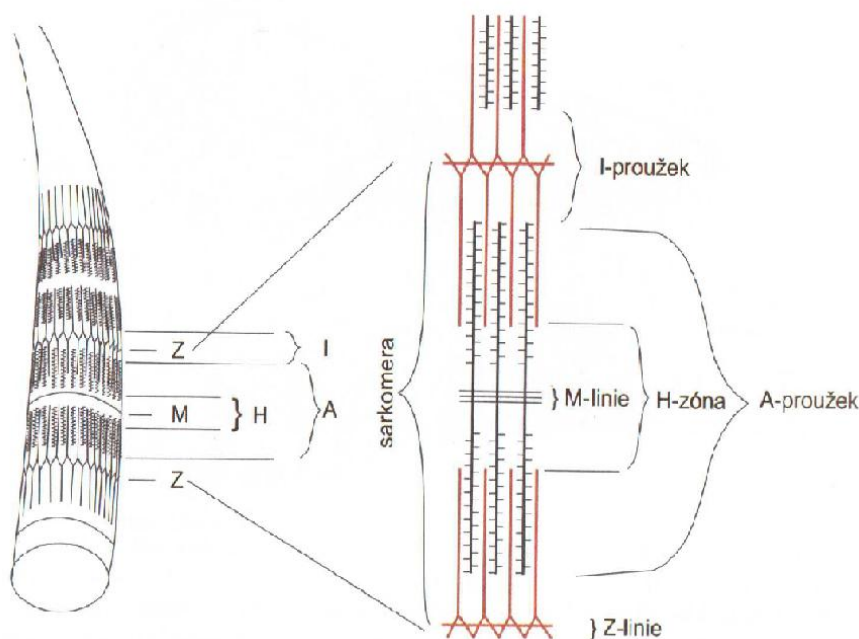
Obrázek 2: Struktura svalu (převzato z [3])

Sarkolema je složena z endomyzia, které od sebe odděluje jednotlivá svalová vlákna, perimysia a epimysia, které na koncích vlákna formují svalový úpon. Dovnitř se ze sarkolemy vchlipují T-tubuly, které na koncích přecházejí v terminální cisterny, jež navazují na sarkoplazmatické retikulum. Tímto systémem se šíří akční potenciál k myofibrilám. Na vnější straně sarkolema plynule přechází v síť kolagenních vláken.

Sarkoplazmatické retikulum je síť tubulů a cisteren, uvnitř kterých je koncentrace vápníku asi 1000x větší než v cytoplazmě. Sarkoplazmatické retikulum obaluje vláknité útvary myofibril, které zajišťují kontrakci.

V myofibrilách jsou bílkovinná vlákna (myofilamenta), která se dělí na tenká a tlustá, což způsobuje příčné pruhování svalu. Tlustá vlákna jsou tvořena myozinem a tenká jsou tvořena

převážně aktinem. Aktinová vlákna nasedají na Z linii (příčná linie) a vyčnívají mezi myozinová. Při podrobném pohledu na myofibrilu je vidět více druhů příčného pruhování. Jsou zde tmavší anizotropní A-proužky, které jsou barvitelné, tvoří je převážně myozinová vlákna. A-proužky jsou uprostřed rozděleny světlejší linií, to jsou místa, kde jsou pouze myozinová vlákna, označují se jako H zóna. Světlé izotropní I-proužky nejsou barvitelné a obsahují převážně aktinová vlákna, proužky jsou uprostřed přerušeny tmavším pruhem - Z-linií. Sarkomera je úsek mezi dvěma Z-liniemi. M-linie je místo ve středu A - proužku, kde jsou pouze myozinová vlákna bez hlavic. Vše vysvětluje Obrázek 3.



Obrázek 3: Uspořádání zón sarkomery (převzato z [4])

Myozin je bílkovina, jejíž tvar připomíná golfovou hůl - skládá se z hlavičky krčku a tyčinkovité násady (chvost). Hlavičky myozinu ční radiálně do prostoru a na ně se váže aktinové vlákno. Aktin je vláknitá bílkovina, kterou obmotávají dvě bílkoviny, tropomyozin a troponin. Troponinu jsou tři druhy: TpT, který se váže k tropomyozinu, IpT, který inhibuje navázání aktinu, a CpT, jež odpovídá za navázání vápníkových iontů. Aktinové filamentum se skládá ze dvou druhů aktinu: f-aktinu, který tvoří samotné vlákno aktinu, a g-aktinu, což je globulární struktura aktinu [4] a [5].

Svalová buňka je vyplněna cytoplazmou, která obsahuje enzym glykogen a další enzymy potřebné pro glykolýzu.

1.4 Dělení svalových vláken

Svalová vlákna dělíme podle barvy, množství myofibril a enzymů na červená, bílá a intermediální. Červená (tetanická) svalová vlákna obsahují více myozinu a mitochondrií a málo myofibril. U nich je upřednostňován oxidativní metabolismus, mají tedy nízkou aktivitu ATP. Pomalu se stahují, ale dlouho odolávají únavě. Tato svalová vlákna se vyskytují v převaze u vytrvalostních sportovců. Vlákna mají červenou barvu, protože jsou bohatě prokrvená. Slouží například i k držení těla. Červená vlákna pracují pomaleji a vyvíjí menší sílu.

Bílá (fázická) svalová vlákna obsahují méně myozinu a mitochondrií a více myofibril. Rychle štěpí ATP a využívají glukózu (anaerobní glykolýza). Jsou schopny rychlých a vydatných stahů, ale rychle se unaví. Ve větším množství je můžeme nalézt u sprinterů.

Intermediární vlákna mají hodně velkých mitochondrií a střední obsah myozinu. Vykazují rychlé kontrakce a pomalu se unavují.

Většinu svalů tvoří všechny druhy vláken, které jsou zastoupeny v různém poměru podle potřeby. Vlastní svalová tkáň se samovolně obnovuje a může se také přestavovat podle aktuální potřeby a podmínek. Přeměna tkáně může trvat až desítky dnů [5].

1.5 Svalová kontrakce

Po příchodu nervového vzruchu na nervosvalovou ploténku dojde k uvolnění mediátoru (acetylcholinu) ze synaptických váček do synaptické štěrbiny. Tímto způsobem se přenesou vzruch z nervového zakončení na sarkolemu a dojde k její depolarizaci.

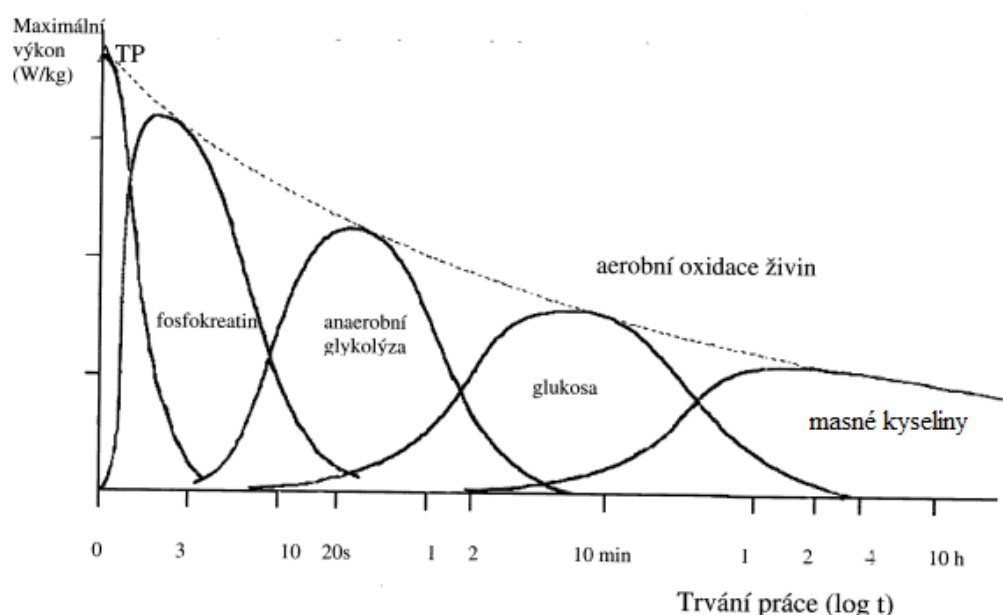
Depolarizace se dále šíří pomocí T-tubulů k sarkoplazmatickému retikulu, kde způsobí otevření iontových vápníkových kanálků. Vápník tak může vstoupit do myofibril a do prostoru mezi myofilamenty. Zde se naváže na tropomyozin, tím pádem se změní konformace troponin-tropomyozinového komplexu, který brání navázání myozinu na aktin, a odkryjí se vazebná místa pro myozinové hlavičky. Hlavičky myozinu se naváží na aktin, tím dojde k hydrolýze ATP (adenosintrifosfát) na ADP (adenosindifosfát) a anorganický fosfát a dojde k uvolnění energie. Tato energie je použita k ohnutí hlaviček myozinu o 90°, čímž dojde k posunu vláken po sobě.

Celkový pohyb svalu je dán sumací těchto posunů, čím více je zapojeno aktino-myozinových komplexů, tím větší je vyvinutá síla. K rozpojení aktinu s myozinem dojde, když se znovu naváže ATP. Po ukončení depolarizace jsou vápníkové ionty pumpovány zpět, což způsobí zastavení kontrakce. K činnosti vápníkové pumpy je zapotřebí Mg iontů, které jsou čerpány antiportem s vápníkem. Pokud je dodáno další dostatečné množství vápníkových iontů a buňka je stále polarizována, tak se kontrakce opakuje. V případě, že se nerozpadne vazba aktinu s myozinem, dojde k tzv. ztuhlosti (rigor), posmrtná ztuhlost je označována jako rigor mortis. Při kontrakci dojde ke zkrácení izotropní linie a H-zóny, [4] a [5].

1.6 Energetika svalové kontrakce

Aby mohla probíhat svalová kontrakce je zapotřebí zajistit dostatečný přísun energie v podobě ATP ke svalovým vláknům. Energie z ATP je využívána nejen k samotnému stahu, ale i k dalším činnostem potřebným k zajištění správných podmínek pro uskutečnění kontrakce (přesun iontů a podobně). Zásoba ATP, která je přímo ve svaích, vystačí asi jen na 1 - 2 s činnosti svalu [6], proto musí být ATP svalové buňce neustále dodáváno.

ATP pro svalovou buňku je získáváno těmito způsoby: Přenosem fosfátové skupiny fosfokreatinu na ADT. Dále odbouráním glukózy nebo glykogenu - substrátová fosforylace (anaerobní glykolýza) a aerobní fosforylací.



Obrázek 4: Využití energetických zdrojů v průběhu svalové práce, (převzato z [6])

Při klidné pomalé práci je ATP získáváno aerobní fosforylací (oxidací). Při náhlém zvýšení nároků na výkon svalu vzroste spotřeba ATP a tím i spotřeba kyslíku, k tomu je zapotřebí zrychlit dýchání a krevní oběh. To se ale stane až po několika desítkách sekund až minutách [6].

Dokud nedojde ke zvýšení příjmu kyslíku, je ATP získáváno anaerobně z fosfokreatinu, který vzniká v nepracujícím svalu z ATP a kreatinu, (tato zásoba stačí asi na 5-10s) [6]. Část kreatinu se přeměňuje na kreatinin, který se vyskytuje v krvi a jeho množství udává velikost svalové hmoty člověka. Pokud je potřeba nadále dodávat větší množství ATP do svalu, tělo ji tvoří pomocí anaerobní glykolýzy, což je práce na kyslíkový dluh, která umožní krátké, ale silné vypětí svalů. Ve svalu se začne hromadit kyselina mléčná, což způsobí snížení výkonu. Aerobní způsob získání energie nastane po 50 - 70 s nepřetržité práce [6]. Využití energetických zdrojů v průběhu svalové práce je schematicky znázorněno na obrázku, viz Obrázek 4 [6].

1.7 Práce svalu

Stah svalu může být buď izometrický, nebo izotonický. Izometrická kontrakce je kontrakce, při které nedochází ke změně délky svalů, pouze ke změně napětí (např. zvedání těžkého břemene). Izotonická kontrakce znamená, že se nemění napětí svalů, ale pouze jejich délka. Vždy dochází ke kombinaci obou druhů kontrakce. Efektivita přeměny energie na svalovou kontrakci je nízká, největší je při středně pomalé rychlosti stahů. Zbytek energie se mění na teplo.

Při aktivaci svalu dochází k časové sumaci, to znamená, že sval se ještě nestihne relaxovat a už přichází další akční potenciál. Sumace (tetanický stah) může být buď hladká, při které nekolísá síla kontrakce a vlnitá, při níž síla kontrakce kolísá. Prostorová sumace znamená součet sil vzniklých v jednotlivých vláknech, která se do stahu zapojují.

Motorická jednotka je soubor vláken, která jsou napojena na jeden nerv (nervové zakončení). Jednotlivé motorické jednotky jsou rozmístěny rovnoměrně po celém svalu. Počet zapojených motorických jednotek při stahu závisí na potřebné síle a rychlosti stahu. Rekurent (nábor) je nárůst počtu aktivních motorických jednotek. Při podráždění se nejdříve aktivují motorické jednotky, které řídí malá a pomalá svalová vlákna, jež jsou uložena ve větší hloubce a vyvíjí menší sílu kontrakce. Až později se zapojují větší motorické jednotky, které aktivují rychlá vlákna, jež vyvíjí větší sílu kontrakce. Čím je motorická jednotka menší, tím je přesnější. Tímto způsobem se předchází svalové únavě [4].

Účinnost přeměny chemické energie je poměrně malá, pouze 25% energie [4] se změní v mechanickou energii a zbytek je přeměněn v teplo, které je odváděno nejčastěji odpařováním. U mužů je při svalové práci více spotřebovávána glukóza, protože testosteron podporuje vylučování adrenalinu. U žen je energie získávána spíše z lipofilních zdrojů, to je podporováno hormonem estrogenem [4].

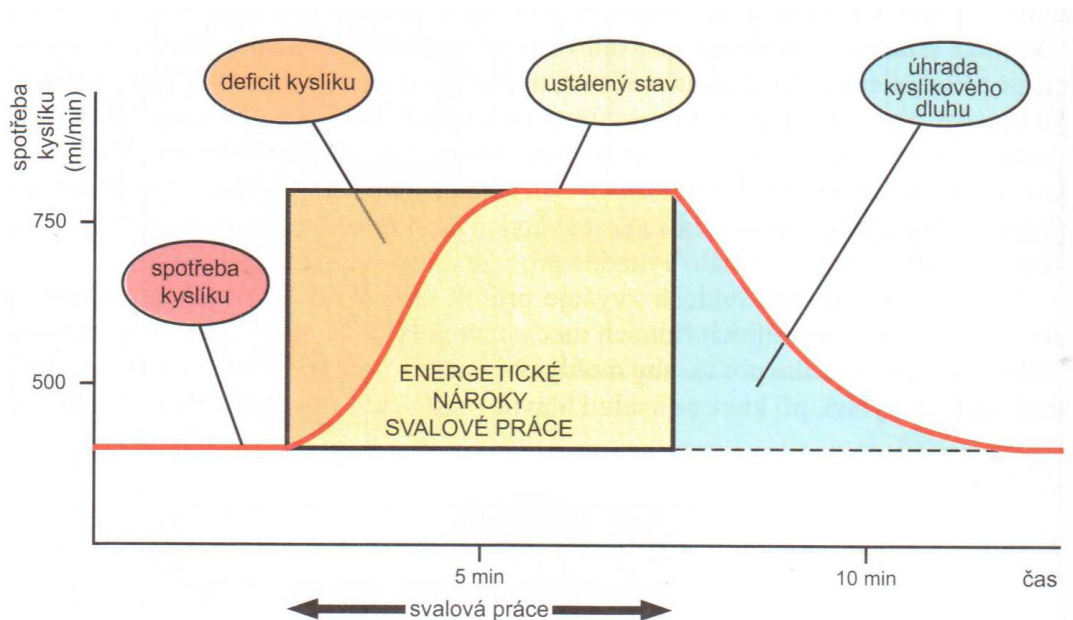
2 Svalová únava

Je evidentní, že při dlouhodobější činnosti svalů dojde k jejich únavě. Je to vlastně fyziologická reakce, která brání úplnému vyčerpání nebo poškození svalu. Naopak dráždění sympatiku zmenšuje svalovou únavu, což má význam například při úprku před predátorem. Lze toho zneužít i při dopingu.

Příčin vzniku únavy může být několik: nedostatek látek, ze kterých je získávána energie pro činnost svalu (pokles glykémie a úbytek svalového glykogenu), nahromadění zplodin metabolismu, dehydratace, vzrůst teploty anebo nedostatek neurotransmiterů v nervosvalových ploténkách. Jednoduše řečeno svalová únava nastane tehdy, když jsou vyčerpány zdroje ATP a nahromadí se zplodiny metabolismu (např.: kyselina mléčná). Obvykle se tak stane po déle trvající práci svalu. [4].

2.1 Fyziologie tělesné zátěže

Při zvýšené fyzické zátěži, zejména při svalové práci dochází ke zvýšené spotřebě energie. V důsledku toho pak dochází ke změnám vnitřního prostředí organismu, cílem je kompenzace těchto změn. Je potřeba zajistit dostatečný přívod živin ke svalům, ale také odvod zplodin metabolismu a odvod tepla.



Obrázek 5: Spotřeba energie během svalové zátěže, (převzato z [4])

Organismus je na zvýšený výkon připraven rezervními mechanismy. První z nich je kyslík vázaný na hemoglobin. Při zvýšené činnosti svalů dojde ke snížení parciálního tlaku kyslíku,

zvýšení parciálního tlaku oxidu uhličitého a snížení pH v důsledku hromadění laktátu. Tyto změny způsobí snadnější uvolnění kyslíku ve svazech. Energetické zdroje pro sval jsou: svalový glykogen, glukóza v krvi a další látky využitelné pro tvorbu glukózy (např.: masné kyseliny a aminokyseliny). Dalším mechanismem je zvýšení srdečního výdeje. Nastane vazokonstrikce žil, která způsobí zvýšení žilního návratu a tím pádem i zvýšení srdečního výdeje a krevního tlaku. Posledním mechanismem je zvýšení ventilace. V klidu jsou aktivní pouze některé plicní alveoly, při narůstající zátěži se postupně zapojují všechny alveoly, zvětší se tak objem plic, ve kterém dochází k výměně plynů, výměna plynů se tak zrychlí. Přehled průběhu spotřeby energie při svalové práci ukazuje Obrázek 5. [4].

2.1.1 Začátek svalového výkonu

Na začátku svalové činnosti je energie získávána z vlastních zásob svalu. Jímž jsou ATP ve svazech, kreatinfosfát, svalový glykogen a glukóza aktuálně přítomná v krvi. Anaerobní glykolýzou je získávána energie z glykogenu a glukózy, tento způsob je poměrně neefektivní, zato umožňuje práci bez přístupu kyslíku. Při započetí svalové činnosti sval ještě není dostatečně zásoben živinami a ani nemá možnost odvodu zplodin metabolismu, proto se zplodiny hromadí ve svalu, což způsobuje bolest. Hromadí se zde zejména kyselina mléčná (laktát), která se rozpadá na anionty a vodíkové kationty, které způsobují zkyselení prostředí (pokles pH). Čím je prudší nástup svalové práce, tím větší vzniká kyslíkový dluh.

Tento stav trvá do té doby, než kompenzační mechanismy zajistí dostatečný přísun kyslíku a živin do svalů. Vlivem činnosti parasympatiku dojde k zvýšení srdečního výdeje a zrychlení plicní ventilace. Dojde také k zvýšení hladiny glukózy v krvi, v důsledku zvýšení hladiny glukagonu (zvýšuje množství glukózy v krvi) a snížení hladiny insulinu (snižuje hladinu glukózy v krvi). Zvýšená produkce adrenalinu způsobí glykolýzu a glukoneogenezi v játrech [4].

2.1.2 Ustálený stav

Po vyrovnaní stavů je sval zásoben dostatkem kyslíku a živin a může tak pracovat poměrně dlouhou dobu. Laktát se nehromadí, protože je jednak zdrojem energie pro myokard a jednak je surovinou pro syntézu glukózy. Protože se zvýší krevní tlak, může krev snadněji proudit do kontrahovaných svalů, kde by se jinak nedostala. A také dochází k zefektivnění ventilace, protože adrenalin způsobí uvolnění svalů hrudníku a ty kladou menší odpor. Dýchání také napomáhají svaly horní končetiny. Teplo je odváděno kůží, v důsledku dilatace cév. Srdeční výdej musí být spravedlivě rozdělen mezi svaly, periferní cévy a životně důležité orgány [4].

2.1.3 Únava

Únava nastane, když dojde k porušení ustáleného stavu, který logicky nemůže trvat do nekonečna. Při silné vůli lze v zátěži pokračovat, ale se sníženou intenzitou.

Únava je způsobena následujícími faktory: Vyčerpání energetických zásob, kterými jsou ATP, kreatinfosfát a svalový glykogen. Produkce vodíkových iontů, které vznikají z kyseliny mléčné. Tím pádem vznikne ve vnitřním prostředí kyselé pH, čím větší zátěž, tím větší pokles pH. Vodíkové ionty způsobují inhibici glykolýzy a uvolnění vápníku z vazby na troponin. Po skončení svalové práce je kyslíkový dluh uhrazen.

Po zátěži dojde k rychlému poklesu žilního návratu, srdečního výdeje a arteriálního tlaku, to způsobí nedokrvení mozku, pocit únavy a snahu zaujmout horizontální polohu. (Někdy může dojít až k synkopě) [4].

2.1.4 Vliv trénovanosti

Na závažnost změn vnitřního prostředí při náhlé svalové zátěži má bezesporu vliv trénovanost jedince. Trénovaní jedinci jsou na velkou zátěž adaptovaní. Trénovanost či netrénovanost se projevuje i v klidu a také před samotným začátkem svalové práce. Trénovaní jedinci mají v klidu nižší tepovou frekvenci (okolo 50 tepů/min.) [4], proto mají větší rezervu pro zvyšování tepové frekvence. Organismus trénovaných osob se na zvýšený výkon připravuje už před ním a to vylučováním potřebných látek, což způsobí pomalejší nástup únavy. Vlastní energetické zásoby svalu jsou u nich vyčerpány později a kyslíkový dluh je menší. Samozřejmě je, že když jedinec přestane trénovat, vrátí se tyto přestavby do původního stavu [4].

3 Elektromyografie

Elektromyografie je metoda založená na měření akčních potenciálů (AP) svalových vláken, tedy jedná se o záznam elektrické aktivity svalů. Výsledkem je elektromyogram, což je grafické zobrazení akčních potenciálů motorických jednotek. Elektromyografie se dělí na povrchovou (měří sumaci AP z více stimulovaných motorických jednotek) a jehlovou (měří AP svalových vláken aktivovaných jedním neuronem [7]).

3.1 Geneze elektromyografického signálu

Kontrakce svalů je vyvolána příchodem elektrického vzruchu. Tyto vzruchy přicházejí z motorických nervů. Všechna svalová vlákna jsou excitabilní, to znamená, že přichozí vzruch může vyvolat kontrakci svalu. Svalová vlákna jsou ovládána eferentními (motorickými) nervovými vlákny, ty vedou z centrální nervové soustavy ke svalům a aferentními (senzitivními) nervovými vlákny, které vedou od svalů do centrální nervové soustavy (CNS). Svalová vřeténka jsou drobná vlákna uvnitř svalů, která jsou napojena na CNS a kontrolují natažení nebo zkrácení svalu.

Podráždění svalu je buď nepřímé, sval je podrážděn nervovým vzruchem přicházejícím z CNS nebo přímé, to je podráždění pomocí elektrického proudu ze stimulační elektrody. Při malé (nadprahové) intenzitě dráždícího proudu dojde k aktivaci malého počtu motorických jednotek svalu a při maximální intenzitě dráždícího proudu se aktivují všechny motorické jednotky svalu.

Po podráždění svalu vznikne motorický evokovaný akční potenciál, který se měří pomocí EMG. Tvar výsledné křivky závisí na způsobu měření a na počtu zapojených motorických jednotek. Intenzita vztahu závisí přímo úměrně na frekvenci přicházejících akčních potenciálů. Amplituda závisí na počtu zapojených motorických jednotek, čím je jich víc zapojeno, tím je větší amplituda. Doba latence je čas mezi přivedením stimulu a vznikem podráždění.

Reflexe jsou reakce na podráždění bez možnosti volního ovlivnění. U svalů se pomocí reflexů vyšetřuje rychlost vedení vzruchů.

3.2 Měření elektromyografického signálu

Měření EMG je možné provádět několika způsoby. Nativní EMG je snímání EMG při úplném uvolnění svalu (amplituda je v rozsahu od 100 do 300 μV [7]). Vyšetření EMG při funkčním zatěžování svalu znamená, že se měří EMG signál vzniklý při volním úsilí nebo při pohybu končetin (amplituda dosahuje až několika mV [7]). Stimulační EMG je vyšetření odezvy svalů při dráždění elektrickými impulzy.

K měření EMG se používají povrchové elektrody, jehlové elektrody a multielektrody. Výsledný tvar signálu závisí na typu použité elektrody.

Povrchové (kožní) elektrody snímají akční potenciály z většího množství motorických jednotek, výsledný záznam je tedy dán sumací těchto akčních potenciálů. Elektrody jsou plošné a na povrchu mají vrstvu AgCl (Chloridu stříbrného), která brání vzniku polarizačního napětí.

Jehlovými elektrodami se snímá akční potenciál jedné motorické jednotky. Jedná se o tyčinkovité elektrody o malém průměru, jež se zavádí přímo ke svalům. Využití mají zejména v neurologii při vyšetřování svalových onemocnění.

Multielektrody jsou tvořeny větším množstvím malých elektrod, jež se přikládají ke svalů. Používají se k měření rychlosti šíření vzruchu [7].

3.3 Analýza elektromyografického signálu

Pomocí analýzy EMG signálu můžeme zjišťovat řadu faktorů. Poznáme, zda je sval aktivní, kdy je sval aktivován, popřípadě jak moc je aktivní a můžeme hodnotit, jestli je unaven. Frekvenční rozsah a amplituda signálu EMG záleží na způsobu jeho snímání. EMG signál se obvykle zaznamenává ve frekvenčním rozsahu od 6 do 500 Hz [10]. Signál snímáný z jednotlivých vláken má však frekvenční rozsah až do 10 kHz a signál snímáný soustřednými jehlovými elektrodami dosahuje do frekvencí do 2 kHz [7] a [9]. Amplituda jednotlivých akčních potenciálů se pohybuje v rozsahu od 50 μ V do 1 mV [8]. Vzorkovací frekvence bývá volena větší nebo rovna 1 kHz [9]. Signál EMG může být rušen různými vlivy, proto se musí filtrovat.

3.3.1 Filtrace elektromyografického signálu

Filtrace EMG signálu je nedílnou součástí jeho analýzy. Příčin rušení EMG signálu bývá celá řada, nejčastěji je to: síťové rušení, pohybové artefakty, nestabilita spojení elektroda kůže nebo EKG signál. Síťový brum je odfiltrován pásmovou zádrží na kmitočtu 50 Hz (tento filtr je součástí většiny EMG přístrojů). Rušení signálu vzniklé pohybovými artefakty a nestabilitou spojení elektroda-kůže zasahuje do kmitočtového pásma asi od 0 do 20 Hz, proto se signál filtruje horní propustí s dolní mezní frekvencí od 15 do 20 Hz. Jelikož vzorkovací frekvence bývá větší nebo rovna 1000 Hz je nutné signál filtrovat dolní propustí s mezní frekvencí od 400 do 450 Hz, aby nedošlo k aliasingu [9].

3.3.2 Analýza v časové oblasti

Při této analýze záleží především na způsobu měření EMG signálu. Při měření jehlovými elektrodami je analýza jednodušší, protože signály jsou zřetelnější. Pro lepší rozlišení grafoelementů (jednotlivých útvarů v záznamu EMG signálu) se používá filtrace pásmovou propustí. Dále můžeme rozlišovat potenciály bifázické, trifázické a komplexní. Je možná i složitější analýza jednoho potenciálu. K rozeznání jednotlivých potenciálů slouží také shluková analýza [7].

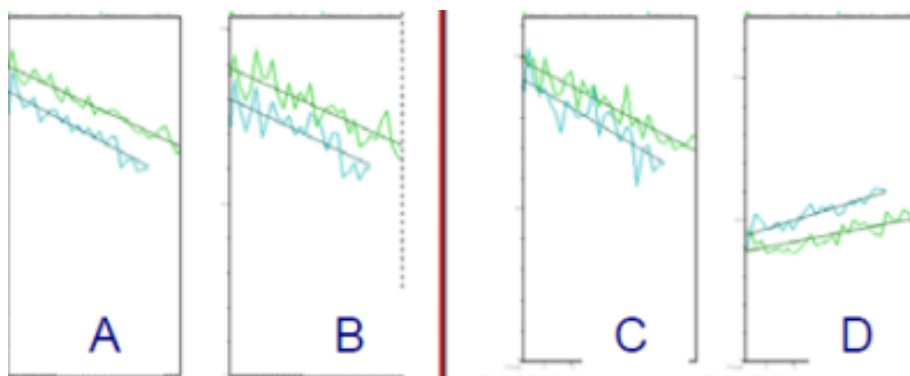
Složitější je analýza signálu z povrchových elektrod. Protože se jedná o kumulaci signálů z mnoha motorických jednotek, je nutné použít kumulační techniky. Následně se dají rozlišit jednotlivé vlny, jejich velikosti a plochy. Pro odhadnutí úrovně signálu se používají bělicí filtry [7].

3.3.3 Analýza ve frekvenční oblasti

V případě analýzy EMG signálu ve frekvenční oblasti se jedná především o výpočet výkonového spektra a autokorelační funkce. Frekvenční analýza se používá i pro hodnocení svalové únavy. Tyto metody slouží především ke studiu akčního potenciálu motorické jednotky. Dále je možné vypočíst obálkovou funkci [7].

3.4 Hodnocení svalové únavy podle elektromyografického signálu

Mezi dva základní ukazatele, podle kterých se hodnotí svalová únava z naměřených EMG signálů, patří jeho amplituda a frekvence. Hodnocení podle těchto faktorů je možné při submaximální izometrické kontrakci a konstantním výkonu svalu. Při déletrvající svalové práci dochází k postupnému zapojování (náboru) dalších motorických jednotek, což způsobuje nárůst amplitudy v EMG záznamu, zatímco střední frekvence nebo mediánová frekvence celkového výkonového spektra klesají po celou dobu kontrakce, viz Obrázek 6.



Obrázek 6: Záznam z testu výdrže zádočných svalů: zelená barva stav na začátku cvičení, modrá barva po únavě, osa x představuje časovou osu a osa y představuje v případě A - mediánovou frekvenci, B - střední frekvenci, C - průchod nulou, D - amplitudu (převzato z [10])

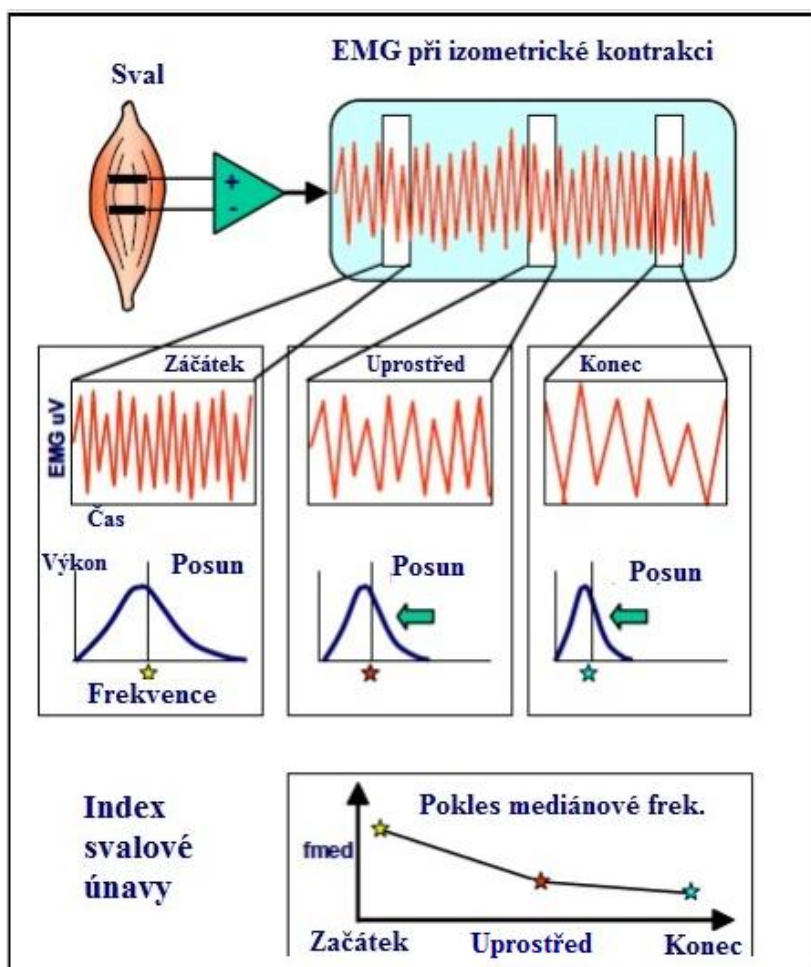
Postupně se také snižuje rychlost vedení akčních potenciálů ve svalové membráně a rychlost zapojování dalších motorických jednotek. Tyto skutečnosti zapříčiňují posun celkového výkonového spektra doleva, tedy směrem k nižším frekvencím, viz Obrázek 7. Tohoto posunu se nejčastěji používá pro hodnocení svalové únavy. Vypočítává se regresní koeficient střední nebo mediánové frekvence. Frekvence, při které je součin hodnot frekvence a amplitudy spektra roven průměru součinů amplitud a frekvencí z celého spektra, se nazývá střední frekvence. Viz rovnice (1) převzato z [12].

$$f_{mean} = \frac{\int_0^{f_{vz/2}} f * X^2(f) df}{\int_0^{f_{vz/2}} X^2(f) df} \quad (1)$$

kde $X^2(f)$ je výkonové spektrum a f_{vz} je vzorkovací frekvence.

Index svalové únavy (Muscle Fatigue Index) vyjadřuje pokles mediánové frekvence v průběhu svalové zátěže, viz Obrázek 7 dole [10].

Zkoumání jevu svalové únavy má řadu praktických využití. Může být použito k identifikaci slabých svalů nebo pro analýzu hloubkové bolesti zad pacientů [10]. Dále může být využit k prokázání účinnosti silových cvičení v rámci tréninku, protože při tréninku vzniklá krátkodobá únava, která pak podmiňuje svalový růst (hypertrofii).



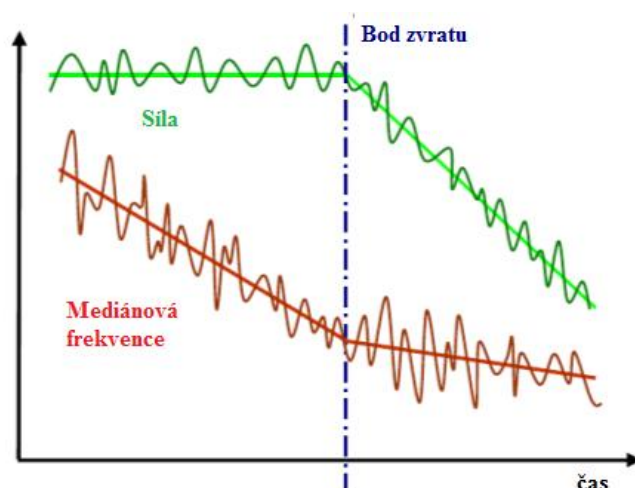
Obrázek 7: Nahoře: Posun spektra, Dole: Index svalové únavy, (převzato z [10])

Podle [10] při některých únavových testech bylo zjištěno, že během svalové práce došlo k posunu frekvence k vyšším hodnotám a poklesu amplitudy. Což je přesně opačný závěr, než jaký zjistila většina studií. Tento jev může být vysvětlen tím, že dojde k přesunu svalové aktivity mezi spolupůsobícími svaly (synergisty) a k zmenšení současné aktivace protichůdně působících svalů (antagonistů) [10].

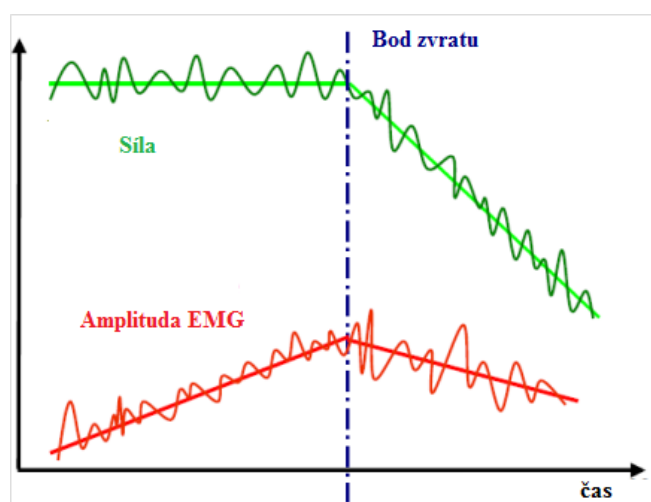
3.4.1 Monitorování svalové únavy

Pokud zaznamenáváme EMG signál během svalové práce, můžeme detekovat svalovou únavu ještě před tím, než se projeví úbytkem síly. To znamená, než nastane takzvaný bod zvratu (failure point), což je okamžik, ve kterém již nemůže být déle udržena stejná síla kontrakce. Této skutečnosti se dá využít v mnoha v klinických, ergonomických a sportovních aplikacích, protože nám umožňuje kontrolovat svalovou únavu a tak zabránit přepětí nebo poškození svalu.

Takto tedy můžeme hodnotit svalovou únavu dvěma způsoby. Zaprvé současně zaznamenáváme svalovou sílu a mediánovou frekvenci. Zatímco síla je konstantní až do bodu zvratu, mediánová frekvence klesá již od začátku (Obrázek 8). Při druhém způsobu současně zaznamenáváme sílu a amplitudu. Opět je síla konstantní až do bodu zvratu, kdežto amplituda narůstá již od začátku (Obrázek 9) [11].



Obrázek 8: Kontraktilní únava (síla) vs. metabolická únava (mediánová frekvence), (převzato z [11])



Obrázek 9: Nárůst amplitudy s únavou, (převzato z [11])

3.4.2 Změny v elektromyogramu během únavy

Pokud je svalová aktivace udržována konstantní, projeví se únava snížením napětí svalů, což je indikováno povrchovým EMG. Naopak k udržení stálého napětí svalů po vypuknutí únavy je nutné zapojení dalších motorických jednotek, které by nahradily pokles síly již zapojených (aktivovaných) jednotek.

Z těchto zjištění vyplývá, že u některých nebo u všech motorických jednotek dochází ke snížení maximálního napětí akčního potenciálu a k prodloužení doby jeho trvání. V důsledku toho dojde ke snížení napětí svalů.

Únava se tedy projevuje úbytkem svalové síly a také změnou tvaru akčního potenciálu. Změny tvaru akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek při kontrakci není možné vidět. Nicméně pomocí autokorelace lze ukázat nárůst průměrné doby trvání akčního potenciálu motorické jednotky. Také spektrální posun EMG odráží tyto časové změny. Konečným výsledkem všech dějů je posun ve frekvenčním spektru EMG signálu. Příčiny vzniku frekvenčního posunu jsou tedy tyto:

- rychlost vedení akčních potenciálů podél svalových vláken se snižuje pod hodnotu bezúnavné rychlosti, což je 4,5 m/s [12].
- některé větší a rychlejší motorické jednotky, které mají kratší dobu trvání akčního potenciálu, přestanou pracovat.

Motorické jednotky mají tendenci zapojovat se současně (synchronně), čímž narůstá amplituda v EMG. Normálně se další motorické jednotky ve stejném svalu zapojují nezávisle na ostatních, takže jejich EMG může být považováno za sumaci velkého počtu akčních potenciálů motorických jednotek v zapojených náhodně v různých časech. Nicméně v záznamu EMG a v záznamu síly během únavy je na 8-10 Hz evidentní záchvěv (způsobený současným zapojením jednotek). Toto kolísání je neurologického původu a je tedy způsobeno současným zapnutím motorických jednotek v jednom zátahu [12].

Hlavními ukazateli svalové únavy jsou tedy nárůst amplitudy EMG a posun ve frekvenčním spektru. Posun ve frekvenčním spektru lze vyjádřit pomocí časového záznamu mediánové frekvence f_m , což je frekvence, která dělí plochu výkonového spektra na dvě poloviny, z nichž každá má stejný výkon. Viz rovnice (2).

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

kde $X(f)$ je amplituda, $X^2(f)$ je výkonové spektrum.

Podle reprezentativního vzorku výsledků měření byl zjištěn 10% pokles rychlosti vedení, pokles středního výkonu frekvence o 45 % a nárůst střední kvadratické amplitudy (root mean square) o 250 % [12].

Další parametrem pro hodnocení svalové je střední výkon frekvence (MPF mean power frequency). Mezi těmito dvěma parametry je určitý rozdíl v hodnocení svalové únavy [12].

4 Přehled poznatků o hodnocení svalové únavy

Způsobů hodnocení svalové únavy založené na povrchovém EMG je velké množství. Podrobný přehled těchto metod popisuje [13]. Jsou zde uvedeny způsoby hodnocení používané v časové oblasti, ve frekvenční oblasti, v časově frekvenční oblasti a v čas měřících reprezentacích a další jiné metody jako jsou fraktální analýzy a opakující se kvantifikační analýzy. Metody jsou zde stručně popsány a jsou doplněny o příklady využití v biomechanice, výzkumu nebo klinice.

4.1 Srovnání subjektivního a objektivního hodnocení

Následující dvě studie od týchž autorů ([14] a [15]) se zabývaly vztahem mezi subjektivním a objektivním hodnocením svalové únavy. Objektivně byla svalová únava zaznamenávána pomocí povrchového EMG a signál byl zpracován. K subjektivnímu hodnocení byla použita Borgova škála [16]. Výzkum byl prováděn na skupinách dobrovolníků na svalech biceps brachii a musculus trapezoideus při izometrické kontrakci a různých úrovních síly. Zjistili, že existuje vztah mezi subjektivním a objektivním hodnocením svalové únavy.

Podobnému tématu se věnuje práce [17]. Zde se jednalo o posuzování síly a únavy při izometrické kontrakci horního trapézového svalu pomocí signálu z povrchového EMG a stupnice vnímané námahy (subjektivní hodnocení). Oba indikátory síly a únavy subjektivní i objektivní mohou poskytnout informaci o působící síle a době výdrže. Kromě toho v subjektivním hodnocení byly shledány rozdíly mezi muži a ženami. Z naměřených hodnot pak byla hodnocena svalová síla a výdrž.

4.2 Přesnost měření

Studie [18] se věnovala zkoumání vlivu svalové únavy na kalibraci EMG měření. Pokus byl prováděn na trapézovém svalu, při různých úrovních zátěže. Pokusné osoby držely ruku nataženou vodorovně s 0 Kg, s 1 Kg, s 2 Kg zátěží. Frekvenční parametry vykazovaly pokles. Při každém zvýšení zátěže došlo k nárůstu amplitudy. Bylo zjištěno, že amplitudový nárůst může ohrozit kalibrační měření.

Studie [19] se zabývá vlivem rušení, při hodnocení svalové únavy pomocí EMG. Citlivost měření závisí na rozmístění elektrod a na jejich podélném postavení. K odstranění problému by bylo vhodné použít elektrody, které pokrývají celou délku měřených vláken.

4.3 Svalová únava při zátěži

Studie [20] zkoumala pohybovou stabilitu horních končetin po opakovaných zátěžových úkolech. Pokusné osoby prováděly dva druhy pohybů podobné řezání pilou. První zatěžoval více svaly ramene a druhý svaly paže. Po první úkolu osoby vykazovali větší stabilitu lokálního ramenního pohybu a po druhém větší stabilitu kruhového ramenního pohybu. Závěr je, že svalová únava nemá vliv na nestabilitu pohybu.

Studie [21] zkoumala svalovou únavu jednotlivých svalů horní končetiny v závislosti na zátěži u deseti osob. Svalová únava byla hodnocena pomocí indexu svalové únavy. Byl porovnáván rozdíl mezi únavou jednotlivých svalů v závislosti na zátěži (musculus trapezius pars descendens, biceps brachii caput breve, extensor carpi radialis brevis, flexor carpi ulnaris). Studie prokázala užitečnost indexu svalové únavy při kvantitativním vyjádření svalové únavy a při rozlišování svalové únavy v závislosti na vnějším zatížení.

Studie [22] zkoumala použití ručních uchopovacích úkolu pro posouzení aktivace ramenního svalu. Bylo měřeno EMG svalů supraspinatus a infraspinatus při uchopovacích úkolech. U obou svalů došlo k nárůstu amplitudy těchto svalů, ale ne k poklesu mediánové frekvence. Z toho vyplývá, že při uchopovacích úkolech se aktivují ramenní svaly, ale nedochází k jejich únavě.

4.4 Souvislost únavy se sportem

Ve studii [23] byla porovnávána činnost svalů horních končetin u motocyklistů a kontrolní skupiny. Pokusné osoby prováděly úkoly simulující brzdění na motocyklu. U motoristů byla prokázána větší aktivace m. carpi radialis, což značí větší přesnost brzdění. S rostoucí únavou docházelo ke změně aktivace m. carpi radialis, u motoristů se aktivace přesunula do mezisvalové oblasti a u kontrolní skupiny se zvýšila.

Studie [24] zkoumala vliv únavy na výkon v tenise a svalovou aktivitu horní končetiny u trénovaných jedinců. Po provedeném cvičení bylo u pokusných osob pozorováno snížení pomocné přesnosti, forhendové přesnosti a rychlosti. Svalová únava může vyvolat snížení aktivace nebo se aktivace více rozloží mezi okolní svaly.

Ve studii [25] se jednalo o posouzení svalové nerovnováhy týkající se tenisového loktu. Studie zkoumala nerovnováhu při svalové únavě u svalů ramenních, svalů předloktí a zápěstních svalů. Svaly ramene a předloktí vykazovaly stejný sklon křivky mediánové frekvence. Flexe zápěstí byla silnější než extenze.

4.5 Aplikace v ergonomii

Studie [26] se nažila zjistit, jestli pracovníci na počítači mají větší příznaky symptomu horní končetiny a větší sílu úhozu na klávesnici. Při pokusu byla měřena klávesnicová síla a rychlost

klikání během 15 minutového úkolu psaní na klávesnici u kontrolní skupiny u skupiny pracovníků na počítači. Bylo zjištěno, že pracovníci vykazují větší sílu úhozu a větší pravděpodobnost ke vniku symptomu horní končetiny.

Cílem studie [27] bylo porovnat malý mobilní telefon tvaru „V“ s tradičním kancelářským telefonem v závislosti na nepohodlí a svalové únavě, které vznikají v průběhu používání telefonu. Zjistili, že tvar telefonu a proporce lidského těla ovlivňují vývoj nepohodlí a únavy při používání telefonu. Tvar telefonu určoval styl uchopení, z něho vyplývající nepohodlí a úroveň únavy. Antropometrie ovlivnila závažnost nepohodlí a únavy přítomných v rameni a ruce. Zjistili, že použití malých telefonů tvaru „V“ může přispět k větší únavě a nepohodlí.

4.6 Zajímavé souvislosti

Ve studii [28] šlo o sledování únavy během držení předmětů, jejich vnímání hmotnosti bylo ovlivněno použitím rozšířené reality. Přínosem této práce bylo vyvinout metodu pro zmírnění únavy při manipulaci s předměty. Při ovlivnění vnímání hmotnosti předmětů došlo k zmenšení svalové únavy při manipulaci s nimi a byla vynaložena menší energie.

Studie [29] zkoumala svalovou únavu pomocí EMG (mediánová frekvence) a blízké červené spektrometrie (index okysličení tkání). Ukázalo se, že oba tyto ukazatele jsou spolu korelovány a dají se použít k hodnocení svalové únavy.

5 Systém Biopac

Biopac je obsáhlý systém, který zahrnuje přístroje, komponenty a příslušenství, jež jsou navrženy pro aplikaci ve vědě, vzdělávání a výzkumu souvisejícího s životem. [31].

Biopac Student Lab PRO systém zahrnuje hardware i software pro získávání a analýzu dat ve vědách souvisejících se životem. Tento systém je možné použít pro sběr, analýzu, uchovávání a vyhledávání dat.

Biopac usnadňuje sběr dat a také umožňuje provádět snadno a rychle jejich analýzu. Data se dají upravovat, je možné vyjímát a vkládat části dat, provádět matematické a statistické transformace a kopírovat data do jiných aplikací (např. do grafických programů nebo tabulkových editorů).

Software využívá známé point-and-click rozhraní, se kterým se setkáváme u většiny aplikací. Velmi snadno se zde dají řešit i složité úlohy, jako je například digitální filtrování nebo rychlá Fourierova transformace. Ovládání je jednoduché, při spuštění software se na obrazovce objeví návod, který uživatele provede nastavením a měřicími lekcemi. Software také umožňuje vytvářet vlastní lekce (není potřeba programování) nebo lze použít systém pro pokročilé projekty a výzkum [30] a [31].

Jelikož systém Biopac je velmi přizpůsobivý a může být použit v řadě oborů. Systém je vybaven vším, co je potřeba k provádění studií, které zahrnují měření EKG (elektrokardiografie), EEG (elektroencefalografie), EMG, EOG (elektrookulografie), EDA (elektrodermální aktivita), pulzu, proudění vzduchu, dechového úsilí, plicní objem, reakční čas a teplotu kůže [31].

5.1 Možnosti nahrávání elektromyografického signálu v systému Biopac

Pomocí systému Biopac se dají zaznamenávat a analyzovat EMG data z různých částí těla a určit z nich svalovou sílu a únavu. Dále umožňuje elektrickou stimulaci svalů. EMG záznam je možné kombinovat s jinými záznamy, například se záznamem síly kontrakce, která se zaznamenává pomocí dynamometru. Pro okamžitou analýzu dat je možná integrace nebo filtrace surových dat EMG během nahrávání. EMG aktivitu je možné korelovat s daty z jiných zdrojů, jako je silové desky, úhloměry a pohyb analyzující zařízení. EMG analýzy. Je možné také natáčet subjekty během měření a videozáznam synchronizovat s EMG daty [31].

6 Návrh řešení

Možností měření svalové únavy horních končetin se nabízí poměrně velké množství, avšak protokol měření musí být navržen s ohledem na omezení, která jsou dána technickými možnostmi a vybavením. Jedním z omezení je počet pozorovaných subjektů, jsou jimi dobrovolníci z řad studentů. Z toho vyplývá, že nemohou být zkoumány rozdílné věkové kategorie. Zkoumané subjekty je možné rozdělit na muže a ženy. Další omezení spočívá v tom, že měření je jednorázové, není možné dlouhodobější sledování vývoje u zkoumaných jedinců. Měření je možné směřovat na oblast sportu, ergonomie či biomechaniky.

6.1 Důvody zkoumání svalové únavy

Svalová únava se zkoumá pro sportovní účely. Například pro zefektivnění kulturistických cvičení, protože svalová únava má vliv na svalový růst (při posilování). Dále se svalová únava zkoumá pro využití v oblasti ergonomie, podle výsledků se pak navrhuje různé stroje a ovládací prvky. Svalová únava totiž ovlivňuje výkon a přesnost pohybů. Mezi jiné druhy aplikací hodnocení svalové únavy patří například práce na počítači nebo hra na hudební nástroje.

6.2 Měřicí protokol

Cílem měření je zjistit rozdíl ve svalové únavě mezi skupinami sportovců a nesportovců a v rámci těchto skupin jsou ještě porovnávání muži a ženy. Svalová únava je zkoumána na individuální síle každého probanda.

Jedná se o mladé dobrovolníky ve věku 21 až 25 let. Z toho je 6 trénovaných jedinců a 6 netrénovaných jedinců a z nich vždy 3 muži a 3 ženy, (čili 3 trénovaní muži, 3 trénované ženy a 3 netrénovaní muži a 3 netrénované ženy).

Samotné měření bylo provedeno na dominantní končetině na svalu musculus flexor carpi ulnaris (loketní ohybač zápěstí). Jednou z možností aktivace tohoto svalu je stisk dynamometru. Měření síly bylo prováděno pomocí dynamometru, který byl připojen k počítači a ukazoval aktuálně vyvíjenou sílu v kilogramech. Jednotky síly jsou samozřejmě newtony, ale program ukazuje sílu v kilogramech (což odpovídá hmotnostní zátěži), proto jsou v celé práci pro sílu používány jednotky kilogram. Sílu bylo nutné udržovat volní kontrolou na přibližně stále stejné úrovni, (velikost síly se zobrazuje na monitoru počítače).

6.2.1 Postup měření

Pro každou pokusnou osobu byl připraven dotazník, viz Tabulka 3, ve kterém byla dotázána na pohlaví, trénovanost a laterální. Potom jí byla změřena délka předloktí a vzdálenost elektrod, což by mohlo ovlivnit výsledky měření. Osoba byla seznámena přesně s postupem měření a byl

jí vysvětlen způsob uchopení dynamometru.

Dobrovolník provedl nejprve jeden krátký, co nejsilnější izometrický stah svalu (po dobu 2s), ze kterého byla určena polovina maximální dobrovolné kontrakce. Následně pokusná osoba provedla izometrickou kontrakci po dobu 60 s o síle rovné polovině maximální síly. Po první izometrické kontrakci následovalo 15 s v klidu. Následně bylo provedeno další měření izometrického stahu o polovině maximální původní síly po dobu 60 s a pak opět 15 s v klidu. Celkově bylo měření provedeno šestkrát (první měření). Po tomto měření následovaly 3 minuty odpočinku. Další částí měření byla izometrická kontrakce dynamometru po dobu 4 minut bez přerušení, rovněž o velikosti síly rovné polovině maximální dobrovolnickovy síly (druhé měření). Následovaly opět 3 minuty odpočinku. Po této pauze proběhlo ještě jednou první měření, to znamená šestkrát izometrická kontrakce po dobu 1 minuty a mezi jednotlivými úseky opět 15 s pauza (třetí měření). Přehledné zobrazení průběhu celého měření je uvedeno v tabulce, viz Tabulka 1.

Tabulka 1: Průběh měření

Činnost	Určení max. síly	Izometrická kontrakce+pauza	Pauza	Izometrická kontrakce	Pauza	Izometrická kontrakce+pauza
Čas	2 s	(60 s + 15 s) 6x	3 min.	4 min.	3 min.	(60 s + 15 s) 6x
Měření		První měření		Druhé měření		Třetí měření

6.2.2 Zpracování

Naměřené výsledky jsou zpracovány v programovém prostředí Matlab. Hodnocena je amplituda (nárůst amplitudy). Ve frekvenční oblasti je hodnocen posun ve frekvenčním spektru podle mediánové frekvence a z těchto parametrů je určen index svalové únavy. Frekvenční posun je možné sledovat srovnáním jednotlivých záznamů z každého měření. Srovnávána je únava na začátku měření a na konci před zátěží měření. Dále jsou hodnoceny rozdíly mezi jednotlivými skupinami.

7 Popis měření

Měření bylo provedeno podle výše popsaného postupu, viz kapitola 6.2.1. Měření proběhlo na dvanácti mladých dobrovolnících, údaje o dobrovolnících přehledně zobrazuje tabulka, která byla sestavena na základě informací z dotazníků, viz Tabulka 2. Sloupec trénovanost je vyplněn písmeny T a N, kde T značí trénované jedince a N značí netréňované jedince. Ve sloupci Sprint./vytrv. jsou zkratky S a V, které popisují subjektivní názor dobrovolníka, zda je spíše sprinter = S (vydrží krátkodobě větší zátěž) nebo vytrvalec = V (vydrží dlouhodobě menší zátěž). Zlomky v posledním řádku tabulky znázorňují počet dobrovolníků s danou vlastností.

Tabulka 2: Přehled údajů o dobrovolnících

Dobr.	Kod	Tréno- vanost	Pohlaví	Sprint. /vytrv.	věk	výška [cm]	hmotnost [kg]	Lateralita	Max síla stisku [kg]	Vzdálenost elektrod [cm]
1	HSO1	T	Muž	S	22	176	75,0	Pravák	39,5	17,5
2	ANO2	T	Muž	S	22	177	77,0	Pravák	61,5	17,0
3	HSI3	T	Muž	V	22	175	61,0	Pravák	31,1	19,5
4	SNE4	T	Žena	S	21	168	58,0	Levák	16,4	16,5
5	DJA5	T	Žena	V	21	172	74,0	Pravák	32,5	17,0
6	LFI6	T	Žena	S	22	156	47,0	Pravák	20,4	13,2
7	HNE7	N	Muž	V	25	194	85,5	Pravák	37,8	18,1
8	TSM8	N	Muž	S	22	180	80,0	Pravák	32,6	18,3
9	KMO9	N	Muž	V	22	185	70,0	Pravák	17,9	17,9
10	TVA10	N	Žena	V	21	181	60,0	Pravák	18,8	19,3
11	MSA11	N	Žena	V	22	168	48,0	Pravák	23,0	15,0
12	EVA12	N	Žena	V	22	169	58,0	Pravák	20,5	17,5
Průměr		6/6	6/6	5/7	22	175	66,1	11/1	29,3	17,2

7.1 Dotazník

Pokusná osoba před měřením vyplnila dotazník, viz Tabulka 3. Trénovanost byla posuzována podle toho, jestli konkrétní osoba pravidelně provádí nějakou činnost, při které dochází k namáhání svalů horních končetin. Mezi tyto činnosti patří zejména: posilování horních končetin, pole dance, bouldering, míčové hry se zapojením horních končetin aj.

Svalová výdrž (krátkodobě velká zátěž/dlouhodobě menší zátěž) byla posuzována podle subjektivního názoru dobrovolníka. Krátkodobě velká zátěž by měla odpovídat tomu, že dobrovolník má více bílých svalových vláken (jeho svaly pracují spíše anaerobně). Dlouhodobě

menší zátěž by měla odpovídat tomu, že dobrovolník má více červených svalových vláken (jeho svaly pracují spíše aerobně).

Tabulka 3: Dotazník pro vyšetřovanou osobu:

Jméno:	
Příjmení:	
Datum měření:	
Pohlaví:	muž/žena*
Věk:	
Výška [cm]:	
Hmotnost [Kg]:	
Lateralita:	Pravák/levák*
Trénovanost (jestli jste trénovaný/á na horní končetiny):	Trénovaný/netrénovaný*
Svalová výdrž:	Krátkodobě velká zátěž/ Dlouhodobě menší zátěž*
Délka horní končetiny**: Od loktu po konec prstů [cm]:	
Od paže po konec prstů [cm]:	
Vzdálenost elektrod**: Bílá-černá [cm]:	
Maximální síla [Kg]**:	

* nehodící se smažte, ** nevyplňujte

7.2 Průběh měření

Pokusná osoba nejprve vyplnila dotazník. Následně jí byli umístěny elektrody pro měření signálu EMG na horní končetinu. Jednalo se o povrchové nalepovací elektrody s vodivým gelem. Rozmístění elektrod je vyobrazeno na obrázku, viz Obrázek 10. Bílá snímací elektroda je umístěna na bříško svalu musculus flexor carpi ulnaris, červená snímací elektroda je umístěna na úpon tohoto svalu a černá referenční elektroda je umístěna v místě, kde nedochází k aktivaci svalů.



Obrázek 10: Umístění elektrod na horní končetině

Následně byly elektrody a dynamometr připojeny k měřicí jednotce Biopac a byl spuštěn měřicí software. Dynamometr byl připojen do kanálu 1 a elektrody do kanálu 3. Byly nastaveny parametry měření v software: do kanálu 1 síla z dynamometru a do kanálu 3 signál EMG elektrod. Vzorkovací frekvence byla nastavena na 1000 Hz a současně byla nastavena i základní filtrace EMG signálu pásmovou propustí od 5 do 500 Hz, aby nedošlo k aliasingu signálu. V grafu byla vyznačena hodnota poloviny maximální síly, aby pokusná osoba věděla, na jaké úrovni má držet sílu stisku dynamometru.

Po té proběhlo měření podle měřicího protokolu, viz kapitola 6.2.1. Naměřená data byla z programu vyexportována do souborů MS Excel. Na konci měření byly změřeny vzdálenosti elektrod (vzdálenost bílé a červené elektrody) a délky horní končetiny (od loktu po konec prstů a od ramene po konec prstů).

8 Popis programu

Pro zpracování výsledků v rámci této práce byl napsán program v programovém prostředí Matlab (verze Matlab R2011b). Program byl vytvořen především pro analýzu dat od dvanácti měřených dobrovolníků.

Program se skládá z několika funkcí, které jsou mezi sebou propojené. Celý program je možné spustit jediným příkazem z Command Window v programovém prostředí Matlab a to pomocí zavolání funkce s názvem `Hlavni`. Tato funkce má jeden vstupní parametr, jímž je název souboru s naměřenými daty od dobrovolníků. Název je nutno zadat ve tvaru s jednoduchými uvozovkami (například: `Hlavni ('Adam1.xlsx')`). Dále program obsahuje dvě funkce `Program` a `Program6`. Z těchto funkcí jsou volány jednotlivé menší podfunkce, které slouží k dílčím výpočtům. Aby program fungoval, musí být všechny funkce a podfunkce i soubory s naměřenými daty uloženy ve stejném adresáři a ve stejné složce.

8.1 Funkce Hlavni

Jak už bylo zmíněno, tato funkce slouží ke spuštění programu. Funkce obsahuje příkaz pro načtení dat ze souboru MS Excel (pomocí funkce `importdata`) a rozhodovací podmínku `if`, která zjistí jaký program spustit.

Jak je zřejmé z charakteru naměřených dat, jsou zde dva druhy souborů MS Excel. Jeden obsahuje data z šesti šedesáti sekundových měření, tedy v souboru je šest listů s daty a v každém listu jsou data z jednoho šedesátisekundového měření. Druhý obsahuje data ze čtyř šedesáti sekundových měření, tedy v souboru jsou čtyři listy s daty a v každém listu jsou data z jednoho šedesátisekundového měření. Soubory jsou pojmenovány vždy jménem dobrovolníka a číslem. Číslo 1 na konci názvu souboru znamená, že se jedná o hodnoty naměřené v prvních šesti minutových měřeních (soubor se šesti listy), číslo 2 znamená, že se jedná o hodnoty naměřené v čtyřminutovém měření (soubor se čtyřmi listy) a číslo 3 znamená, že se jedná o hodnoty naměřené v posledních šesti minutových měřeních (soubor se šesti listy).

Podle toho, jaké je v názvu souboru obsaženo číslo, je vybrán program pro analýzu dat, tedy je zavolána funkce buď `Program` nebo `Program6`. Tyto dvě funkce jsou téměř totožné, rozdíl je pouze v tom, že funkce `Program` pracuje s hodnotami ze čtyř listů a funkce `Program6` pracuje s hodnotami ze šesti listů souboru MS Excel. Textový řetězec názvu souboru je prohledán pomocí funkce `strfind`, která zjistí, jestli je v názvu obsaženo číslo 2. Pokud je v názvu číslo 2, uloží se do proměnné `k` číselná hodnota. Další funkce `isempty` zjistí, zdali proměnná `k` obsahuje nějakou hodnotu, pokud ano, uloží se do proměnné `l` hodnota 1. Je-li v proměnné `l` uložena hodnota 1, znamená to, že v názvu souboru není číslo 2 a spustí se funkce `Program6` (pro šest listů v souboru), není-li v proměnné `l` uložena hodnota 1, spustí se funkce `Program` (pro čtyři listy v souboru). Data načtená ze souboru MS Excel se uloží do

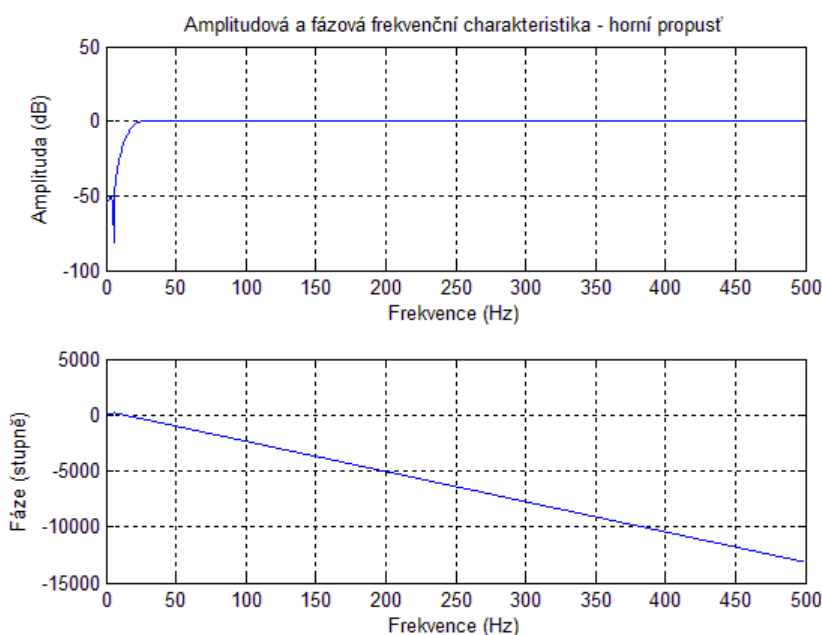
proměnné `Data`, a ta pak slouží jako vstup funkce `Program` nebo `Program6`, jež jsou s těmito vstupy volány z funkce `Hlavni`.

8.2 Funkce `Program` a `Program6`

Tyto dvě funkce se liší jen množstvím dat, které analyzují, proto zde bude věnována pozornost pouze popisu funkce `Program`. Výstupy z obou funkcí spolu korespondují.

Ve funkci `Program` jsou nejprve vybrána data z proměnné `Data` a uložena do jednotlivých proměnných, které jsou označeny čísly, podle toho ze kterého úseku (listu) byla vybrána. V MS Excel souborech jsou data uložena takto: první sloupec je čas, druhý sloupec je síla a třetí sloupec je signál, z toho jsou pak získány proměnné `cas`, `sila` a `signal` s odpovídajícím číslem.

V dalším kroku je upravena časová osa (hodnoty proměnné `cas`) tak, aby obsahovala šedesát tisíc hodnot od 1 do 60 sekund, protože odměřování času po přerušení a opětovném spuštění měření pokračuje od hodnoty, na které se zastavil.

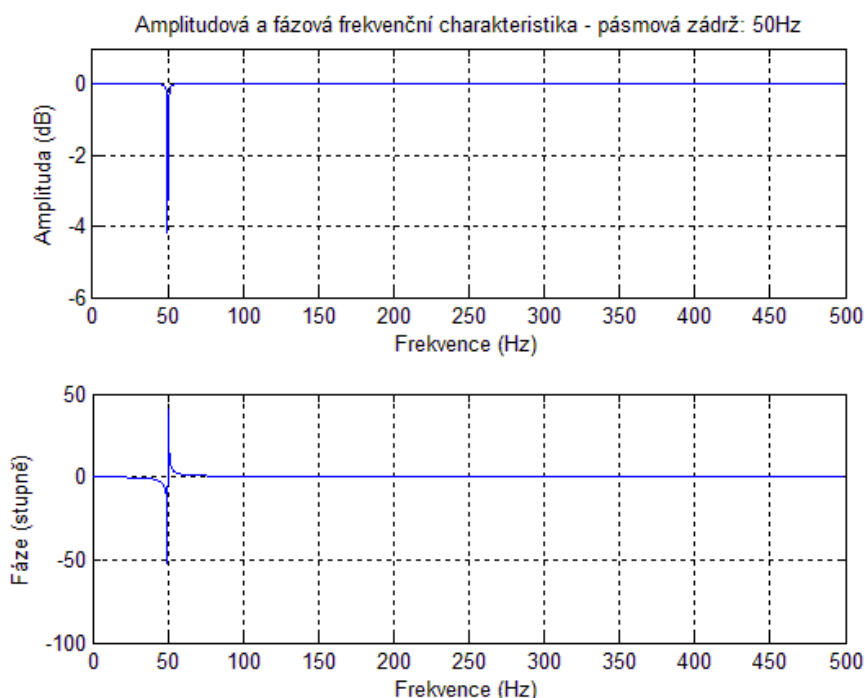


Obrázek 11: Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika filtru horní propust'

Následuje filtrace signálu (naměřených hodnot EMG). Nejprve filtrace horní propustí, která zajistí odstranění nízkých kmitočtů vzniklých třesem při svalové kontrakci, pohybem končetin nebo jinými rušivými vlivy. Pro návrh hodnot přenosové charakteristiky je použita funkce `fir1` se vstupními hodnotami: počet pólů filtru (zvoleno 150), mezní kmitočet (zvoleno 17 Hz a přepočteno na hodnoty od 0 do 1) a typ filtru (`high` = horní propust'). Výstupem je hodnota čitatele přenosové charakteristiky (proměnná `b`) a hodnota jmenovatele (proměnná `a`), která je

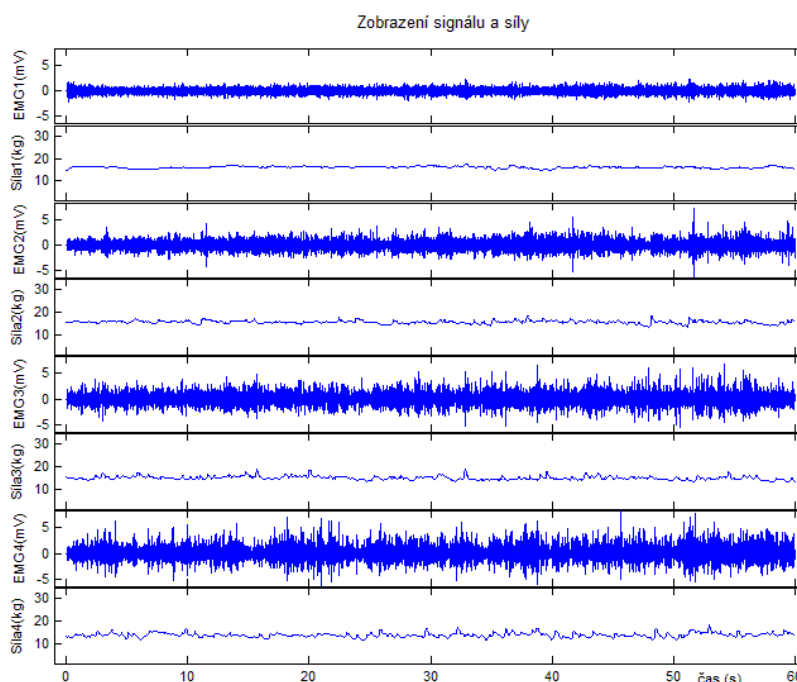
u FIR filtrů rovna 1. Signál je následně filtrován pomocí funkce `filter` se vstupními hodnotami, přenosové charakteristiky a signálu. Charakteristiky tohoto filtru jsou součástí výstupu programu, viz Obrázek 11.

Dále je zařazen filtr typu pásmová zádrž pro odstranění síťového rušení na kmitočtu 50 Hz. K tomuto účelu je použit IIR zářezový filtr, jehož koeficienty jsou navrženy pomocí funkce `iirnotch`. Vstupem této funkce je hodnota mezního kmitočtu a šířka zadržovaného pásma, obě hodnoty jsou přepočítány na rozsah od 0 do 1. Výstupem jsou hodnoty čitatele (proměnná `b50`) a jmenovatele (proměnná `a50`) přenosové charakteristiky filtru. Šířka útlumového pásma je nastavena na 0,5 Hz a poloha pásmové zádrže na 50 Hz. Signál je následně filtrován pomocí funkce `filter` se vstupními hodnotami, přenosové charakteristiky a signálu. Charakteristiky tohoto filtru jsou opět součástí výstupu programu, viz Obrázek 12.



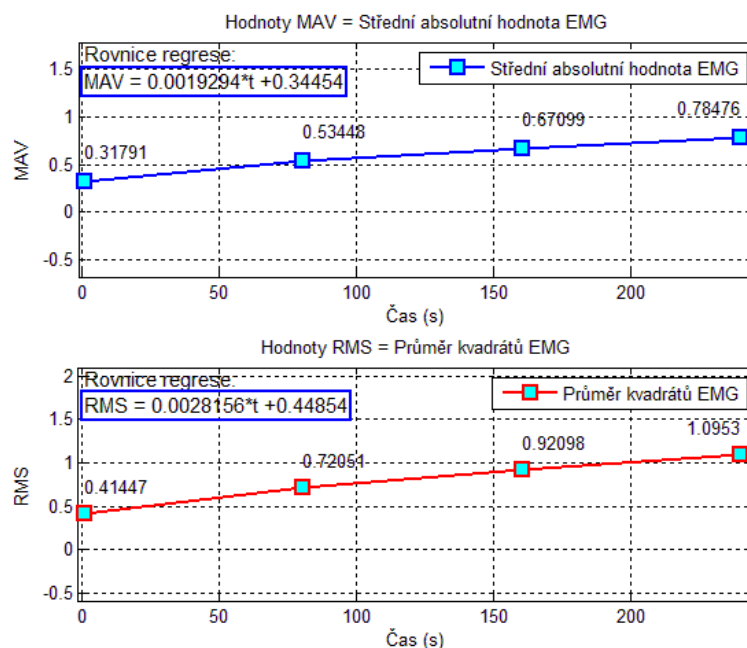
Obrázek 12: Amplitudová a fázová frekvenční charakteristika filtru pásmová zádrž

Filtrovaný signál je spolu se silou vykreslen. Vykresleny jsou úseky po šedesáti sekundách, pod sebou je zobrazen EMG signál a síla. Viz Obrázek 13.



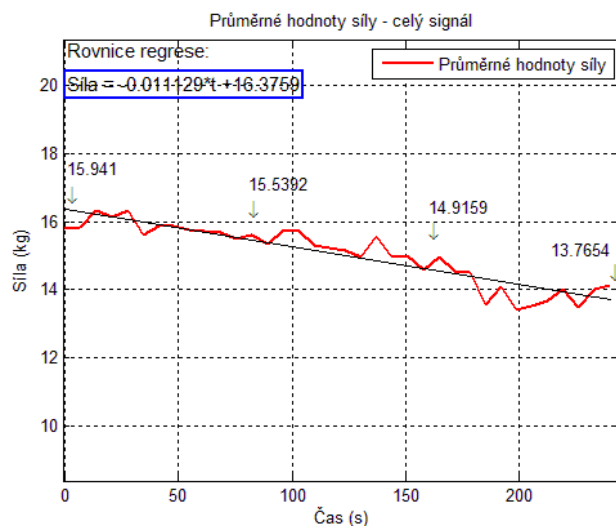
Obrázek 13: Vykreslení EMG signálu a síly po šedesáti sekundových úsecích

V dalším oddílu je proveden výpočet amplitudových hodnot, které souvisí se svalovou únavou. Jedná se o hodnoty MAV (průměr absolutních hodnot EMG signálu) a RMS (průměr kvadrátů EMG signálů), viz dále kapitola 9. Hodnoty jsou počítány vždy z úseku šedesáti sekund a označeny příslušným číslem. Hodnoty MAV a RMS jsou vykresleny, viz Obrázek 14.



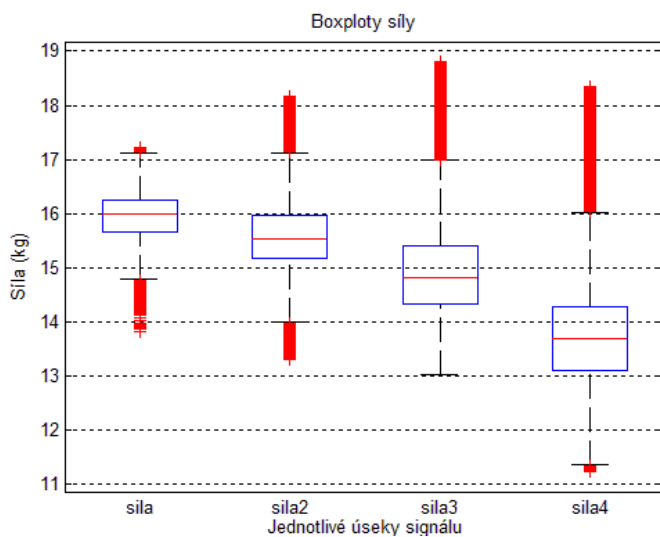
Obrázek 14: Amplitudové hodnoty MAV (nahore) a RMS (dole)

Program vykresluje i průměrné hodnoty síly, aby bylo zřejmé, jak moc u pokusné osoby síla klesala. Průměr sil se počítá v jednotlivých oknech pomocí `for` cyklu, celý signál je rozdělen na 36 úseků a z každého z nich je spočítán průměr síly. V obrázku je také zaznačena přibližná hodnota síly v daném místě, která byla zjištěna výpočtem průměru síly vždy ze šedesáti sekund (čtyři hodnoty), viz Obrázek 15.



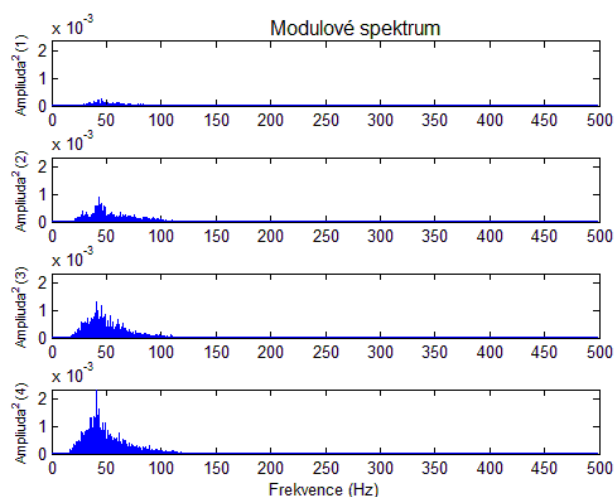
Obrázek 15: Průměrné hodnoty síly

Pro ještě přesnější vyjádření průběhu síly, byly vytvořeny boxploty vždy z úseku o velikosti šedesát sekund a zobrazeny pomocí funkce `boxplot`, viz Obrázek 16. Podle boxplotů je možno zhodnotit, nejen samotný průběh síly, ale určit například i odlehlé hodnoty. (Krajní vousky ukazují hodnoty od 2,7 do 99,3 %, obdélník představuje prostředních 50 % hodnot, červená čárka uprostřed je medián a červenými křížky jsou zakresleny odlehlé hodnoty).



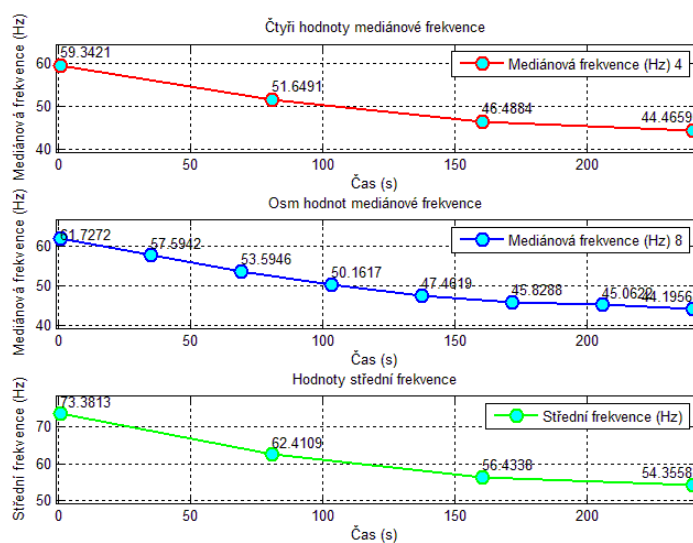
Obrázek 16: Boxploty síly z jednotlivých úseků

K výpočtu modulového spektra je vytvořena samostatná funkce s názvem `spektrum`. Modulové spektrum je vždy počítáno a zobrazeno z úseků signálu o délce 60 s. Z těchto úseků jsou počítány i amplitudové hodnoty, které naznačují posun spektra směrem k nižším frekvencím (projev svalové únavy). Na obrázku, viz Obrázek 17, je zobrazena polovina modulového spektra, tedy frekvence od 0 do 500 Hz (polovina vzorkovací frekvence).



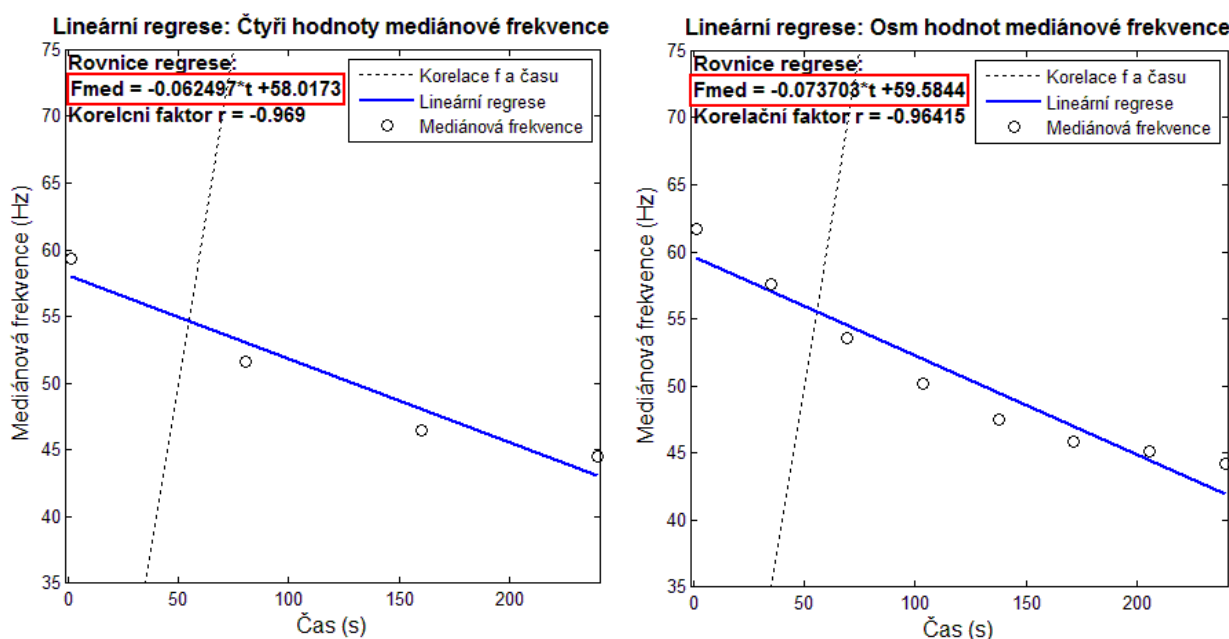
Obrázek 17: Modulová spektra z jednotlivých úseků

Pro výpočty frekvenčních parametrů byly opět vytvořeny samostatné funkce. Jedná se o funkce `Fmean`, což je funkce na výpočet střední frekvence, a `Fmed`, což je funkce pro výpočet mediánové frekvence. Hodnoty střední frekvence jsou počítány z úseků o velikosti 60 s a hodnoty mediánové frekvence jsou počítány z úseků o velikosti 60 s a z úseků o velikosti 30 s, viz Obrázek 18.

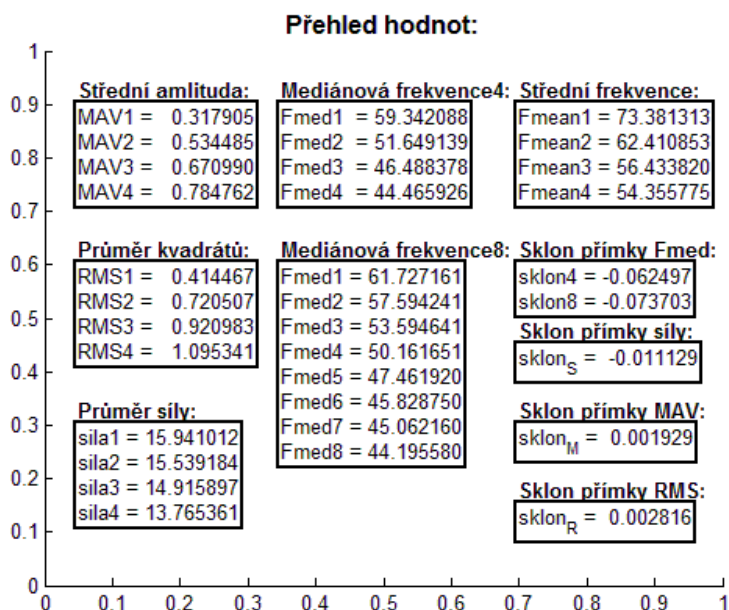


Obrázek 18: Frekvenční hodnoty: nahoře mediánová frekvence (4 hodnoty), uprostřed mediánová frekvence (8 hodnot) a dole střední frekvence (4 hodnoty)

Nejdůležitějším bodem tohoto programu je výpočet lineární regrese, tedy proložení hodnot mediánové frekvence přímkou a určení jejího sklonu za účelem zhodnocení svalové únavy. Pro lineární regresi je použita funkce `regression` a pro vykreslení funkce `plotregression`. Lineární regrese byla provedena samostatně ze čtyř hodnot mediánové frekvence a z osmi hodnot mediánové frekvence. V grafu jsou zobrazeny jednotlivé body mediánové frekvence, regresní přímka, rovnice regrese a korelační parametr r , viz Obrázek 19.



Obrázek 19: Lineární regrese hodnot mediánové frekvence vlevo 4 hodnoty a vpravo 8 hodnot



Obrázek 20: Přehled hodnot získaných z druhého měření od jednoho probanda

Poslední okno programu přehledně zobrazuje všechny hodnoty: MAV (střední amplituda), RMS (průměr kvadrátů), průměry síly, Fmed (mediánová frekvence - čtyři a osm hodnot) a Fmean (střední frekvence). Viz Obrázek 20.

Dále je zde možnost exportu těchto hodnot přímo do souborů MS Excel, tato funkce je označena jako „coment“, aby nedocházelo k přepisování souborů.

8.3 Funkce spektrum

Jde o funkci, která slouží pro výpočet modulového spektra (amplituda na druhou) a je volána z funkce Program a Program6. Vstupními parametry jsou EMG signál a vzorkovací frekvence. Výstupními parametry jsou proměnné modul a xxx. Proměnná modul je vektor hodnot modulového spektra a proměnná xxx je vektor hodnot frekvencí na ose x od 1 do 500 Hz (do poloviny vzorkovacího kmitočtu). Pro samotný výpočet Fourierovy transformace je použita funkce `fft`, výstupem z ní je amplitudové a fázové spektrum, proto je tento výstup vzat v absolutní hodnotě a umocněn na druhou, a tak je získáno modulové spektrum. Další součásti této funkce zajišťují zobrazení pouze poloviny spektra (od 0 do 500 Hz).

8.4 Funkce Fmed

Funkce slouží pro výpočet mediánové frekvence je volána z funkce Program a Program6. Vstupními parametry jsou vektor hodnot frekvencí (xxx) a modulové spektrum (modul). Mediánová frekvence je taková hodnota frekvence, která dělí obsah plochy spektra pod křivkou na dvě stejné poloviny. Výpočet je realizován pomocí `while` cyklu, v něm se počítá obsah plochy spektra (součet hodnot modulů) ve dvou integrálech. První je počítán z hodnot od začátku po `i` (počet iterací) a druhý od `i` do konce. Pokud se tyto dva součty rovnají, uloží se do proměnné Fmed taková hodnota z vektoru frekvencí, která se nachází na pozici hodnoty `i-1`, když se cyklus zastaví.

Ukončení cyklu je ošetřeno dvěma podmínkami, které musí být současně splněny. První podmínka je, že podíl nezaokrouhlených integrálů vynásobených hodnotou 100 musí být menší nebo roven 100 a druhá podmínka je, že zaokrouhlená hodnota prvního integrálu musí být menší, než zaokrouhlená hodnota druhého integrálu. Pokud jsou hodnoty integrálů stejné, je jejich podíl roven 1, pro zpřesnění výpočtu je použito vynásobení 100. Pro zaokrouhlení je použita funkce `round` a pro zpřesnění výsledků je hodnota integrálu vynásobena 10^6 . Výstupem funkce je hodnota mediánové frekvence.

8.5 Funkce Fmean

Je to funkce, která slouží pro výpočet střední frekvence a je volána z funkce `Program` a `Program6`. Vstupními parametry jsou vektor hodnot frekvencí (`xxx`) a modulové spektrum (`modul`). Pro výpočet je použita funkce `trapz` (výpočet integrálu pomocí lichoběžníkové metody). Mediánová frekvence je vypočítána podle vzorce, viz rovnice (1). Výstupem funkce je hodnota střední frekvence.

9 Zhodnocení výsledků

Pro hodnocení svalové únavy byly vybrány ukazatele, které se nejběžněji používají. V časové oblasti se pro hodnocení nárůstu amplitudy používá MAV (mean absolute value = střední absolutní hodnota), viz rovnice:

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X_i| \quad (3)$$

kde MAV je střední absolutní hodnota, X hodnoty EMG, N počet hodnot signálu EMG [13]. Druhým používaným ukazatelem je RMS (root-mean-square = průměr kvadrátů), viz rovnice:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} * \sum_{i=1}^N X^2} \quad (4)$$

kde RMS průměr kvadrátů, X hodnoty EMG, N počet hodnot signálu EMG [13].

Ve frekvenční oblasti se pro hodnocení posunu spektra směrem k nižším kmitočtům používají výpočty F_{med} (median frekvenci = mediánová frekvence, viz rovnice (2)) a F_{mean} (mean frekvenci = střední frekvence viz rovnice (1)). Ačkoli ve vytvořeném programu jsou použity výpočty všech výše zmíněných ukazatelů, při hodnocení naměřených výsledků bude největší důraz kladen na mediánovou frekvenci.

9.1 Zdůvodnění výběru způsobu hodnocení

Z měření bylo vypořazováno, že pro hodnocení svalové únavy je nejvhodnější použít výpočet mediánové frekvence, jako ukazatele posunu frekvencí ve frekvenčním spektru směrem k nižším hodnotám. Výpočet střední frekvence sice také ukazuje posun ve spektru směrem k nižším hodnotám, ale protože do výpočtu jsou zahrnuty i vysoké frekvence a pokud je jich hodně, můžou způsobit zvýšení hodnoty střední frekvence a tedy zkreslení hodnocení.

Pro přímé hodnocení svalové únavy nebylo vhodné použít ani jeden z ukazatelů nárůstu amplitudy ať už výpočet MAV nebo RMS. Důvodem je to, že u většiny pokusných osob v průběhu měření klesala nebo se jinak měnila síla stisku dynamometru. Bylo totiž vypořazováno, že při zmenšení síly stisku dynamometru nedochází k nárůstu amplitudy, ani nedochází k tak výraznému posunu ve frekvenčním spektru. Tyto jevy jsou zdůvodněny v diskuzi.

9.2 Způsob hodnocení

K samotnému hlavnímu hodnocení svalové únavy byla použita metoda lineární regrese. Lineární regrese je v podstatě proložení dat (bodů) přímkou a následně je možné provést i další statistické analýzy. Existují různé metody nalezení přímky, která nejlépe prokládá daná data. Nejpoužívanější způsob výpočtu přímky je metoda nejmenších čtverců, která spočívá v zjištění nejmenší hodnoty rezidua. Reziduum se počítá jako suma rozdílů vzdáleností skutečné hodnoty a hodnoty na přímce, umocněná na druhou. Z hodnot rezidua lze počítat další parametry (odchylky, korelace aj). Rovnice přímky je:

$$Y = X * b + c \quad (5)$$

kde Y jsou výsledné hodnoty (závislá proměnná), X jsou hodnoty prokládané přímkou (nezávislá proměnná), b je sklon přímky a c je posun na ose y (náhodná složka) [32].

V tomto případě se jedná o proložení hodnot mediánové frekvence, které byly vypočteny z jednotlivých úseků měření. Data směrodatná pro hodnocení jsou data získaná z měření EMG signálu při izometrické kontrakci dynamometru po dobu 4 minut. V programu vytvořeném pro hodnocení je možnost výpočtu mediánové frekvence buď ze čtyř jednodominutových úseků, tedy čtyři hodnoty, nebo z osmi půlminutových úseků, tedy osm hodnot. Analýza ukázala, že při proložení hodnot mediánové frekvence přímkou dostáváme v obou případech podobné výsledky. To znamená, že i když proložíme přímkou čtyři hodnoty ze čtyř úseků, nebo když proložíme osm hodnot z osmi úseků, dostáváme pro hodnocení výsledky, které vyjadřují stejnou skutečnost.

Pro určení sklonu přímky z jednoho čtyřminutového úseku od jednoho dobrovolníka je použit parametr b , který ukazuje sklon přímky, tedy v tomto případě sklon přímky vyjadřuje pokles mediánové frekvence. Hodnoty parametru b jednotlivých dobrovolníků byly zprůměrovány v rámci každé skupiny. Průměr parametru b za každou skupinu vyjadřuje průměrný pokles mediánové frekvence a tedy průměrnou svalovou únavu v dané skupině.

9.3 Popis výsledků

Z výše zmíněného popisu vyplývá, že čím větší je záporná hodnota parametru b , tím víc přímka klesá, a tedy tím větší svalová únava nastala. Nejprve jsou popsány výsledky z druhého (hlavního) měření, z nichž je možné svalovou únavu nejlépe hodnotit.

9.3.1 Hlavní měření

Pro hlavní hodnocení jsou použita data získaná při měření čtyřminutové izometrické kontrakce na dobrovolnících. Přehled těchto dat, ze kterých je provedeno hodnocení, ukazuje Tabulka 4. V tabulce jsou hodnoty parametru b jednotlivých dobrovolníků a průměry parametru b ze čtyřminutového izometrického měření. V pátém sloupci tabulky jsou průměry parametru b vypočteného ze čtyř proložených hodnot mediánové frekvence. V osmém sloupci tabulky jsou průměry parametru b vypočteného z osmi proložených hodnot mediánové frekvence. Hodnoty

průměrů parametru b (regrese čtyř hodnot mediánové frekvence) z jednotlivých skupin jsou následující:

- skupina trénovaní muži: -0,01877
- skupina trénované ženy: -0,01303
- skupina netrénovaní muži: -0,04050
- skupina netrénované ženy: -0,02843

Tabulka 4: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - druhé měření:

Kategorie	Pohlaví	Kód Dobrovolníka	Sklon přímký2:b	Průměr2: b	Sm. Odchylka	Sklon přímký2_8: b	Průměr 2_8: b	Sm. Odchylka
Trénovaní	Muži	HSO1	-0,02350	-0,01877	0,00727	-0,02150	-0,01977	0,00687
		ANO2	-0,01040			-0,01220		
		HSI3	-0,02240			-0,02560		
	Ženy	SNE4	-0,01980	-0,01303	0,00586	-0,02680	-0,01583	0,00956
		DJA5	-0,00950			-0,01140		
		LFI6	-0,00980			-0,00930		
Netrénovaní	Muži	HNE7	-0,02950	-0,04050	0,01905	-0,03740	-0,04720	0,02321
		TSM8	-0,06250			-0,07370		
		KMO9	-0,02950			-0,03050		
	Ženy	TVA10	-0,04080	-0,02843	0,01627	-0,04990	-0,03417	0,02004
		MSA11	-0,03450			-0,04100		
		EVA12	-0,01000			-0,01160		

U všech skupin je hodnota parametru b záporná, to znamená, že u všech došlo k poklesu mediánové frekvence a únava se projevila. Svalová únava je v této práci zkoumána v závislosti na maximální dobrovolné síle, to znamená, že každý dobrovolník vykonával práci o velikosti jemu odpovídající zátěži. Každý tak vykonal práci srovnatelně náročnou s ostatními, proto je možné dobrovolníky srovnávat.

Podle hodnot parametru b je vidět, že nejvýrazněji se únava projevila ve skupině netrénovaných mužů (mají nejzápornější hodnotu b). Druhá největší záporná hodnota b se vyskytla ve skupině netrénovaných žen, to znamená, že svalová únava se u nich také projevila poměrně výrazně. Třetí největší hodnota byla zjištěna ve skupině trénovaných mužů, to znamená, že se unavují méně než obě netrénované skupiny. Nejmenší záporná hodnota parametru b byla zjištěna u trénovaných žen, to znamená, že se nejméně unavují.

Z výsledků dále vyplývá, že v závislosti na jim odpovídající zátěži se méně unavují ženy než muži a dále pak, že se unavují méně trénovaní než netrénovaní.

V rámci skupin rozdělených podle pohlaví je vidět, že v každé skupině trénovaných je hodnota parametru b v absolutní hodnotě přibližně o polovinu menší než u netrénovaných. To by znamenalo, že netrénovaní jedinci ať už muži či ženy se unavují dvakrát rychleji (více), než trénovaní jedinci.

Ke stejným závěrům je možné dojít i podle hodnot parametru b získaných proložením osmi hodnot mediánové frekvence. Z toho vyplývá, rozdělení signálu na více úseků nemělo na výsledky podstatný vliv.

9.3.2 Popis výsledků prvního měření

Souhrn výsledků z prvního měření ukazuje Tabulka 5, jsou v ní průměry parametru b z prvního měření (šest krát minutová kontrakce). První měření je měření před zátěží (před čtyřminutovou kontrakcí). Podle hodnot parametru b v tabulce vidíme, že svalová únava se na počátku měření projevovala mnohem méně, než při druhém měření. Tedy hodnoty parametru b v tomto měření jsou vyšší, než hodnoty parametru b z druhého měření. U některých dobrovolníků se únava neprojevila vůbec.

Tabulka 5: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - první měření:

Kategorie	Pohlaví	Kód Dobrovolníka	Sklon přímky1: b	Průměr1: b	Sm. Odchylka
Trénovaní	Muži	HSO1	0,00380	0,00097	0,00307
		ANO2	0,00140		
		HSI3	-0,00230		
	Ženy	SNE4	-0,00220	-0,00029	0,00177
		DJA5	0,00130		
		LFI6	0,00004		
Netrénovaní	Muži	HNE7	0,00870	-0,00597	0,02059
		TSM8	-0,02950		
		KMO9	0,00290		
	Ženy	TVA10	-0,00380	-0,00221	0,00175
		MSA11	-0,00250		
		EVA12	-0,00034		

Nejvyšší hodnota byla ve skupině trénovaných mužů, kde se objevila kladná hodnota, tedy únava vůbec nenastala, u dvou z nich se totiž vyskytla kladná hodnota. Druhá nejvyšší hodnota byla u trénovaných žen, opět zde byly dvě kladné hodnoty. Třetí nejvyšší hodnota byla u netrénovaných žen (hodnota byla u všech mírně záporná) a nejmenší hodnota byla u netrénovaných mužů, tedy nejvíc se u nich projevila únava. U dvou ze tří netrénovaných mužů se sice únava neprojevila, ale jednoho z nich byla tak výrazná, že celkový průměr v této skupině byl nejzápornější.

9.3.3 Popis výsledků třetího měření

Tabulka 6 ukazuje průměry parametru b z třetího měření (šest krát minutová kontrakce). Třetí měření je měření po zátěži (po čtyřminutové kontrakci). Z tabulky je patrné, že únava se projevila ve všech skupinách.

Nejmenší hodnota parametru b je u netrénovaných žen, to je ale způsobeno tím, že u jedné z nich je poměrně vysoká kladná hodnota, nicméně i při zanedbání této hodnoty by byla hodnota parametru b nejvyšší. Druhá nejvyšší hodnota byla u trénovaných mužů, třetí u trénovaných žen. Nejmenší hodnota byla opět u netrénovaných mužů, ale opět to bylo způsobeno výrazně zápornou hodnotou u jednoho dobrovolníka, u jiného se únava neprojevila vůbec.

Tabulka 6: Tabulka výsledků hodnocení mediánové frekvence - třetí měření:

Kategorie	Pohlaví	Kód Dobrovolníka	Sklon přímky3: b	Průměr3: b	Sm. Odchylka
Trénovaní	Muži	HSO1	-0,00920	-0,00697	0,00194
		ANO2	-0,00600		
		HSI3	-0,00570		
	Ženy	SNE4	-0,01000	-0,00727	0,00423
		DJA5	-0,00240		
		LFI6	-0,00940		
Netrénovaní	Muži	HNE7	0,00550	-0,00793	0,01235
		TSM8	-0,01880		
		KMO9	-0,01050		
	Ženy	TVA10	-0,00280	-0,00060	0,00842
		MSA11	-0,00770		
		EVA12	0,00870		

9.3.4 Popis hodnot jednotlivých osob

U jednotlivých osob je zhodnocen pokles síly, nárůst amplitudy EMG signálu a velikost a nárůst třesu. Přehledné slovní zhodnocení je uvedeno v tabulce, viz Tabulka 7. Slovní hodnocení je založeno na přiřazení intervalu hodnot k jednotlivým slovním hodnocením, intervaly jsou uvedeny v závorkách. Síla je hodnocena slovy: téměř neklesala (-0,0740; -0,0206), mírně klesala (-0,0171; -0,0102) a klesala (-0,0097; -0,000148). Intervaly hodnot u síly jsou určeny podle sklonu přímky, kterou jsou proloženy průměrné hodnoty síly (parametr b).

Nárůst amplituda je hodnocen slovy narůstala (0,0019; 0,00008), klesala (-0,0007;-0,00007) a výrazně klesala (-0,0015;-0,0018). Intervaly hodnot u amplitudy jsou určeny podle sklonu přímky, kterou jsou proloženy hodnoty MAV a RMS (parametr b).

Třes je hodnocen slovy: malý třes (0,000032; 0,0000615), středně velký třes (0,0001013; 0,0004733) a velký třes (0,0008; 0,00185). Intervaly hodnot jsou určeny podle průměrné hodnoty maximální amplitudy třesu z jednotlivých šedesáti sekundových úseků. Třes je hodnocen u všech společně podle hodnot maximální amplitudy, to znamená, že hodnoty třesu u jednoho jedince jsou porovnávány s ostatními. Nárůst je určen podle toho, jak se měnil třes v jednotlivých úsecích.

Tabulka 7: Slovní hodnocení poklesu síly, nárůstu amplitudy a třesu

Kategorie	Pohlaví	kód	Měření 2			
			Síla	Amplituda	Třes: velikost	Třes: nárůst
Trénování	Muži	HSO1	mírně klesala	klesala	malý	neměnil se
		ANO2	výrazně klesala	výrazně klesala	středně velký	kolísal
		HSI3	téměř neklesala	narůstala	velký	narůstal
	Ženy	SNE4	téměř neklesala	klesala	středně velký	kolísal
		DJA5	výrazně klesala	výrazně klesala	středně velký	klesal
		LFI6	téměř neklesala	klesala	středně velký	kolísal
Netrénování	Muži	HNE7	výrazně klesala	klesala	malý	neměnil se
		TSM8	mírně klesala	narůstala	středně velký	narůstal
		KMO9	výrazně klesala	klesala	velký	narůstal
	Ženy	TVA10	mírně klesala	klesala	malý	neměnil se
		MSA11	mírně klesala	klesala	středně velký	neměnil se
		EVA12	téměř neklesala	narůstala	malý	narůstal

Z tabulky je zřejmé, že amplituda většinou narůstala jen v některých případech, (pokud síla téměř neklesala nebo klesala jen mírně). Zajímavé je, že pokud narůstala amplituda, tak narůstal i třes. Pokud výrazně klesala síla, tak i výrazně klesala nebo alespoň klesala amplituda.

Přesné shrnutí průběhu síly z každého měření od každého dobrovolníka znázorňují boxploty, viz příloha C. Jsou zde zobrazeny vždy tři boxploty od jednoho dobrovolníka vedle sebe (vlevo je boxplot z prvního, uprostřed z druhého a vpravo z třetího měření). Rozsah os byl nastaven u všech boxplotů stejný, aby je bylo možné snadněji mezi sebou vizuálně srovnávat.

Přibližné zhodnocení nárůstu amplitudy a poklesu síly je možné provést již z pouhého zobrazení těchto hodnot. Z tohoto důvodu jsou v příloze uloženy grafy signálu a síly z druhého měření od každého dobrovolníka, viz příloha B.

9.3.5 Celkové porovnání únavy

Tabulka 8 ukazuje přehledné slovní srovnání všech skupin a všech měření. Srovnání je provedeno podle průměrné hodnoty parametru b v rámci skupiny. Nejvíce se únava projevovala vždy u mužů netrénovaných při všech třech měřeních. V prvním a druhém měření se na druhém místě nejvíce unavovaly netrénované ženy. Zvláštní je, že při třetím měření se nejméně unavovaly netrénované ženy, to může být tím, že se ke konci měření již nesnažily udržet sílu stisku dynamometru.

Pro přehledné srovnání únavy jsou v příloze uloženy grafy regrese z každého měření od každého dobrovolníka, viz příloha D. Jsou zde zobrazeny vždy tři od jednoho dobrovolníka vedle sebe (vlevo je graf z prvního, uprostřed z druhého a vpravo z třetího měření). Rozsah os byl nastaven stejný u všech grafů regrese, aby je bylo možné mezi sebou vizuálně srovnávat.

Tabulka 8: Srovnání všech měření - slovní

Únava	1 měření	2. měření	3. měření
1 = nejmenší únava	Muži trénovaní	Ženy trénované	Ženy netréované
2 = druhá nejmenší	Ženy trénované	Muži trénovaní	Ženy trénované
3 = třetí nejmenší	Ženy netréované	Ženy netréované	Muži trénovaní
4 = největší únava	Muži netréovaní	Muži netréovaní	Muži netréovaní

Podle Tabulka 9 je vidět, že u všech skupin byla únava nejmenší při prvním měření, největší byla při druhém měření, tedy při čtyřminutové kontrakci v kuse. Středně velká únava byla u posledního měření. Výjimku tvořily netréované ženy, u kterých byla nejmenší únava zjištěna při třetím měření.

Tabulka 9: Srovnání všech měření - číselné

Skupina	pohlaví	1 měření	2. měření	3. měření
Trénovaní	Muži	0,00097	-0,01877	-0,00697
	Ženy	-0,00029	-0,01303	-0,00727
Netréovaní	Muži	-0,00597	-0,04050	-0,00793
	Ženy	-0,00221	-0,02843	-0,00060

Tyto výsledky jsou logicky zdůvodnitelné, na začátku celého měření byly svaly odpočaté, proto se při zátěži nejméně unavily. Největší únava nastala při měření čtyři minuty v celku, protože to byla největší zátěž na svaly a v průběhu měření nemohlo dojít ani k minimální regeneraci svalů.

Při izometrické kontrakci dojde k zúžení cév a tím pádem je svalu dodáváno méně živin a kyslíku a ve svalu se hromadí odpadní látky, proto se únava projevuje výrazněji. V prvním a třetím přerušovaném měření byla únava méně patrná, protože během 15 sekundových pauz, které tato měření obsahovala, mohlo dojít k obnovení lepšího zásobení svalu živinami a kyslíkem. Dobrovolníci mohli v průběhu pauz mezi měřeními sval regenerovat podle vlastního uvážení.

Ve třech minutách odpočinku po čtyřminutové kontrakci se svaly částečně zregenerovaly a únava byla tím pádem při posledním měření o něco menší, ne však tak malá jako na začátku, protože svaly se za tak krátkou dobu nedokážou úplně regenerovat.

Při měření byl u některých dobrovolníků pozorován svalový třes při izometrické kontrakci, dále bylo pozorováno výrazné zahřátí svalu a také zvětšení jeho objemu. Třes se s rostoucí únavou zvyšoval, na počátku měření byl nejmenší a na konci největší. Třes vzniká z několika příčin. Jednou z nich je hromadění kyseliny mléčné ve svalu při izometrické kontrakci, což také souvisí s únavou svalu. Další příčinou může být to, že motorické neurony jsou stále excitovány a nemají možnost se uklidnit. Zahřátí svalu je způsobeno teplem, které vzniká při chemických reakcích probíhajících při práci svalu.

10 Diskuse

Skutečnost, že méně se unavují trénovaní jedinci, je všeobecně známá. V rámci této práce bylo zjištěno, že závislosti na sobě odpovídající zátěži se méně unavují trénovaní než netrénovaní jedinci, což bylo možné předpokládat. Znamená to tedy, že únava nezáleží pouze na velikosti svalů, tedy objemu svalové hmoty, kterou daný jedinec disponuje. U trénovaných jedinců existují další kompenzační mechanismy, které pomáhají lépe zvládnout svalovou zátěž. Mezi ně patří nižší tepová frekvence, větší objem plic a další, o který je pojednáno v kapitole 2.1.4.

Přestože v každé skupině trénovaných jedinců je vždy jeden vytrvalec (pomalejší únava) a dva sprinteři (rychlejší únava), viz Tabulka 2, projevovala se u nich únava méně než u netrénovaných jedinců, kde byli většinou (až na jednu výjimku) sami vytrvalci (tedy ti, u kterých by měla být únava menší). Z toho vyplývá, že únava je dána především trénovaností jedince, než obsahem jednotlivých druhů vláken. Obsah jednotlivých vláken byl určen pouze na základě subjektivního názoru dobrovolníka, proto je tento závěr brán spíše jako orientační.

Z výsledků práce vyplývá, že méně se unavují ženy než muži, tato skutečnost je poměrně překvapující, protože obecně je v povědomí, že je tomu spíše naopak.

Z měření bylo dále zjištěno, že pokud klesala síla stisku dynamometru, nedocházelo k nárůstu amplitudy EMG signálu a ani k tak výraznému posunu ve frekvenčním spektru. Při snaze udržet stále stejnou sílu po delší dobu je nutné zapojení dalších motorických jednotek, které způsobují nárůst amplitudy. Pokud síla poklesne, tak některé motorické jednotky přestanou fungovat nebo ztratí svůj původní výkon a nové motorické jednotky se nezapojují, tedy nenarůstá amplituda. Pokud je svalová aktivace udržována konstantní, dochází k poklesu síly. Při poklesu síly je tedy svalová aktivace menší, než při snaze udržet plnou sílu a nedochází k tak výraznému snížení rychlosti vedení vzruchů, a proto se posun ve frekvenčním spektru méně projevuje [12].

Pokles amplitudy může být vysvětlen také tím, že při kontrakci dojde k přesunu svalové aktivity mezi spolupůsobícími svaly (synergisty) a k zmenšení současné aktivace protichůdně působících svalů (antagonistů) [10].

10.1 Možné chyby

Měření bylo prováděno na lidských dobrovolnících a řízeno člověkem a proto mohlo dojít k nejrůznějším chybám vlivem lidského faktoru i vlivem jiných faktorů. Z tohoto důvodu mohou být závěry chápány poměrně relativně.

Při měření byla dobrovolníkem významně ovlivněna velikost síly, kterou svíral dynamometr. Velikost síly, kterou byl schopen dobrovolník na dynamometr vyvinout, závisela na způsobu uchopení dynamometru v dlani. Přestože byli dobrovolníci upozorňováni na správné

držení dynamometru, nepodařilo se u všech zajistit optimální způsob držení. Velikost síly také závisela na anatomickém tvaru dlaně, zejména dobrovolníci ženského pohlaví, kteří mají menší dlaně, měli problémy s držením dynamometru. Z těchto důvodů u nich mohlo dojít například k povolení stisku vlivem vyklouznutí dynamometru. Ke klouzání dynamometru v dlani mohlo dojít i u ostatních dobrovolníků vlivem pocení.

Při izometrické kontrakci hrála roli i psychická stránka dobrovolníka. To jestli se mu dařilo udržet sílu stisku dynamometru po celou dobu měření stále na stejné úrovni, záviselo kromě vlastní únavy i na vůli dobrovolníka, na jeho snaze a soustředěnosti. Pokles síly tedy mohl nastat ze dvou důvodů. Zprvém dobrovolník byl skutečně natolik unaven, že nedokázal vyvinout větší sílu, v tom případě jsou výsledky měření správné. Zadruhé dobrovolník se nesnažil udržet sílu stále na stejné úrovni, v tom případě jsou výsledky zkresleny touto skutečností.

Mírné zkreslení také mohlo být způsobeno nepřesným měřením doby kontrakce a doby odpočinku. Tyto časy byly měřeny na stopkách, signál byl naměřen o něco delší a následně pak byla ze signálu vybrána část o velikosti 60 s.

Dalším faktorem, který se mohl projevit na přesnosti měření, bylo umístění elektrod na horní končetinu dobrovolníka. Zejména přesné nalepení bílé elektrody na bříško svalu, umístění červené elektrody na úpon svalu a černé elektrody na místo, kde nedochází k aktivaci svalu, mělo vliv na velikost amplitudy EMG signálu.

10.2 Poznatky a zajímavosti

U některých dobrovolníků byla síla kontrakce u netrénovaných větší než u trénovaných. To mohlo být způsobeno buď rozdílným způsobem uchopení dynamometru, anebo skutečně tím, že měli více svalové hmoty. Množství svalové hmoty závisí totiž i na anatomii člověka, na jeho celkové hmotnosti a výšce.

Jak už bylo zmíněno, výsledky naznačují, že méně se unavovaly ženy než muži. Tato skutečnost mohla být způsobena některou z chyb při měření. Nicméně velikost únavy s pohlavím souvisí, protože u žen a mužů jsou v těle rozdílné koncentrace hormonů a dalších látek, které mají vliv na činnost svalů. Pokud by byly tyto výsledky pravdivé, bylo by vhodné ověřit jejich platnost na větším vzorku dobrovolníků.

Výsledkem práce tedy je, že i v závislosti na odpovídající velikosti síly se více unavují trénovaní jedinci než netrénovaní, to je vysvětleno v popisu výsledků. Zajímavý je poznatek, že u netrénovaných byl sklon přímky, která ukazuje únavu, vždy přibližně dvakrát větší než u trénovaných. To by znamenalo, že únava se projevuje dvakrát více u netrénovaných než u trénovaných, závisí to však na velikosti trénovanosti a na dalších faktorech.

10.3 Využití poznatků práce

Z výsledků plyne, že pokud někdo disponuje velkou silou svalů, neznamená to automaticky, že se také méně unaví. Síla tedy závisí i na anatomické struktuře jedince. K tomu, aby si jedinec vypěstoval mechanismy, které zmenšují únavu, je třeba svaly trénovat pravidelným zatěžováním.

Toho lze využít například ve sportu při trénování. Po pravidelném dlouhodobějším cvičení se může provést měření únavy podobným způsobem jako v této práci a vyhodnotí se nejen síla svalu, která je patrná i z jiných ukazatelů, ale hlavně svalová únava (výdrž), zkrátka jestli je již sval dostatečně trénovaný. Podobný postup lze využít i při rehabilitaci horních končetin, u které byly z nějakých příčin oslabeny svaly. S určitou obměnou by tedy mohl být tento postup měření vhodný také pro hodnocení účinnosti rehabilitace. V tom případě by bylo nutné dbát větší opatrnosti při měření, aby nedošlo k poškození oslabených svalů vlivem zátěže při měření.

Závěr

Práce se zabývá hodnocením svalové únavy pomocí analýzy EMG signálu. První část obsahuje teoretický popis, který se věnuje anatomii a fyziologii kosterního svalu. Dále je zde popsána svalová únava z biologického hlediska. Následně je v práci popsána elektromyografie, měření a zpracování signálu. Krátká kapitola se věnuje systému Biopac. Další části práce popisují návrh protokolu měření, popis měření, popis hodnotícího programu, zhodnocení výsledků a diskusi.

Svalová únava je stav svalu, při kterém dochází k jeho nedostatečnému zásobení živinami a k hromadění odpadních látek. Následně dochází ke snížení výkonu a k bolesti svalu. Organismus je vybaven mechanismy, které slouží ke kompenzaci únavy. Svalová únava může iniciovat přeměnu svalové tkáně a svalový růst.

Svalová únava se hodnotí v časové oblasti, kde je jejím nejdůležitějším ukazatelem amplituda. Při rostoucí únavě svalů se zvětšuje amplituda EMG signálu, to je způsobeno zapojením dalších motorických jednotek do kontrakce. Ve frekvenční oblasti existuje celá řada způsobů hodnocení svalové únavy. Nejběžnějším ukazatelem únavy je posun ve frekvenčním spektru směrem k nižším frekvencím (posun doleva). To lze vyjádřit například i pomocí časového průběhu mediánové frekvence (záznam mediánové frekvence z jednotlivých časových okamžiků).

Měření únavy bylo provedeno na dvanácti dobrovolnících, při čemž měřená skupina obsahovala šest sportovců a šest nesportovců a v každé skupině byly tři muži a tři ženy. Dobrovolníci absolvovali tři navazující série měření. Velikost síly kontrakce byla určena pomocí dynamometru a u každého dobrovolníka byla rovna polovině jeho maximální dobrovolné kontrakce.

Ke zhodnocení výsledků byl vytvořen program v programovém prostředí Matlab. Tento program provádí základní filtraci EMG signálu. Jedná se o filtraci horní propustí, jež slouží k odstranění nízkých kmitočtů, které představují rušení signálu (svalový třes aj). Dále je to filtrace pásmovou zádrží na 50 Hz, která slouží k odstranění síťového rušení.

Program vypočítává ze signálu tyto ukazatele svalové únavy: v časové oblasti pro zhodnocení nárůstu amplitudy v jednotlivých šedesátisekundových úsecích z každého měření samostatně je to MAV (průměr absolutních hodnot) a RMS (odmocnina z průměru kvadrátů). Ve frekvenční oblasti je to pak hodnocení posunu ve frekvenčním modulovém spektru směrem k nižším frekvencím opět v jednotlivých šedesátisekundových úsecích z každého měření samostatně. Únava je hodnocena podle poklesu střední frekvence a mediánové frekvence z jednotlivých úseků. K hlavnímu hodnocení je použita mediánová frekvence. Program dále ukazuje i pokles síly během měření.

Hodnoty mediánové frekvence byly proloženy lineární přímkou a podle velikosti sklonu této přímky, která je vyjádřena v rovnici přímky parametrem b , byla hodnocena svalová únava. Čím je zápornější hodnota parametru b , tím je větší sklon přímky a tedy větší svalová únava.

V rámci této práce bylo zjištěno, že závislosti na sobě odpovídající zátěži se méně unavují trénovaní než netréňovaní jedinci, což bylo možné předpokládat. Znamená to tedy, že únava nezávisí pouze na objemu svalové hmoty, kterým daný jedinec disponuje. U trénovaných jedinců existují další kompenzační mechanismy, které pomáhají lépe zvládnout svalovou zátěž. Tyto mechanismy jsou v práci uvedeny.

Z výsledků práce dále vyplývá, že méně se unavují ženy než muži, tato skutečnost je poměrně překvapující, protože obecně je spíše známo, že je tomu naopak. Jisté je, že u žen a mužů jsou v těle rozdílné koncentrace hormonů a dalších látek, které mají vliv na činnost svalů. Podle výsledků práce se u netréňovaných jedinců únava projevuje dvakrát více než u netréňovaných jedinců.

Během měření mohlo dojít k chybám, které byly způsobeny uchopením dynamometru. Dále velikost síly záležela na snaze dobrovolníka. Velikost amplitudy EMG signálu závisela na přesnosti umístění elektrod na horní končetině.

Výsledků práce lze využít v oblasti sportu, při trénování svalů horní končetiny nebo v terapeutických procesech pro hodnocení účinnosti rehabilitace.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] HOLIBKOVÁ, Alžběta a Stanislav LAICHMAN. *Přehled anatomie člověka*. 5. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2010, 140 s. ISBN 978-80-244-2615-0.
- [2] KADAŇKA, Zdeněk, Josef BEDNAŘÍK a Stanislav VOHÁŇKA. *Praktická elektromyografie*. 1. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1994, 180 s.:. ISBN 80-701-3181-0.
- [3] JELÍNEK, Jan a Vladimír ZICHÁČEK. *Biologie pro gymnázia: (teoretická a praktická část)*. 9. vyd. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2007, 575 s., [92] s. barev. obr. příl. ISBN 978-80-7182-213-4.
- [4] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.
- [5] ČECH, Svatopluk a Drahomír HORKÝ. *Přehled obecné histologie*. 2., přeprac. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2011, 127 s. ISBN 978-80-210-5543-8.
- [6] DOSTÁL, Jiří, Hana PAULOVÁ, Jiří SLANINA a Eva TÁBORSKÁ. *Biochemie: pro posluchače bakalářských oborů*. Brno: Masarykova univerzita, 2009, 158 s. ISBN 978-80-210-5020-4.
- [7] SVATOŠ, J. Biologické signály I (geneze, zpracování a analýza): Skripta ČVUT. Praha, 1992.
- [8] HRAZDIRA, Ivo a Vojtěch MORNSTEIN. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. 1. vyd. Brno: Neptun, 2001, 381 s. ISBN 80-902-8961-4.
- [9] KOZUMPLÍK, Jiří. Zpracování biologických signálů - přednášky: Elektromyogramy. Brno: VUT, FEKT, 2013, 49 s
- [10] KONRAD, Peter. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography. Noraxon INC. USA, 2005.
- [11] FLORIMOND, V. Basics of SURFACE ELECTROMYOGRAPHY: Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics. Montreal, Canada, 2009.
- [12] WINTER, David A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, c2009, xiv, 370 p. ISBN 04-703-9818-3.
- [13] CIFREK, Mario, Vladimir MEDVED, Stanko TONKOVIC a Saša OSTOJIC. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clinical Biomechanics*. 2009, roč. 24, č. 4, 327–340. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0268003309000254>
- [14] ZHOU, Qian-Xiang, Zhong-Qi LIU a Fang XIE. Evaluation of Muscle Fatigue Based on Surface Electromyography and Subjective Assessment. s. 179. DOI: 10.1007/978-3-642-39182-8_21. Dostupné z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-642-39182-8_21
- [15] ZHOU, QianXiang, YuHong CHEN, Chao MA a XiaoHui ZHENG. Evaluation of upper limb muscle fatigue based on surface electromyography. *Science China Life Sciences*. 2011, vol. 54, issue 10, s. 939-944. DOI: 10.1007/s11427-011-4229-z. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11427-011-4229-z>

- [16] ČECHOVSKÁ, I. a L. DOBRÝ. Borgova škála subjektivně vnímané námahy a její využití: Tělesná výchova a sport mládeže. 2008.
- [17] TROIANO, Amedeo, Francesco NADDEOA, Erik SOSSEA, Gianfranco CAMAROTAB, Roberto MERLETTIA a Luca MESINA. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait & Posture*. 2008, roč. 28, č. 2, 179–186. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636208000994>
- [18] OBERG, Tommy. Muscle Fatigue and Calibration of EMG Measurements. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Electromyography of the Trapezius Muscle*. Editor Walther Mitzka. 1995, roč. 5, č. 4, 239–243. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641196855829#>
- [19] DIMITROVAA, N. A. Dimitrova, T.I. ARABADZHIEVA, J.-Y HOGRELB a G.V DIMITROVA. Fatigue analysis of interference EMG signals obtained from biceps brachii during isometric voluntary contraction at various force levels. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009, roč. 19, č. 2, 252–258. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641107001459>
- [20] GATES, Deanna H. a Jonathan B. DINGWELL. Muscle fatigue does not lead to increased instability of upperextremity repetitive movements. *Journal of Biomechanics*. 2010, roč. 43, č. 5, 913–919. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021929009006332>
- [21] ROMAN-LIU, Danuta, Tomasz TOKARSKIA a Karina WÓJCIKB. Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2004, roč. 14, č. 6, 671–682. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641104000446>
- [22] ALIZADEHKHAIYATA, O., A.C. FISHERB, G.J. KEMPC, Karthik VISHWANATHAND a S.P. S.P. FROSTICKA. Shoulder muscle activation and fatigue during a controlled forceful hand grip task. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011, roč. 21, č. 3, 478–482. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641111000332>
- [23] MARINAA, M., P. TORRADO, A. BUSQUETSA, J. G. RÍOS a R. ANGULO-BARROSO. Comparison of an intermittent and continuous forearm muscles fatigue protocol with motorcycle riders and control group. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013, roč. 23, č. 1, Pages 84–93. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641112001356>
- [24] ROTA, Samuel, Baptiste MOREL, Damien SABOUL, Isabelle ROGOWSKI a Christophe HAUTIER. Influence of fatigue on upper limb muscle activity and performance in tennis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641113002393>
- [25] ALIZADEHKHAIYATA, O., A.C. FISHERB, G.J. KEMPC a S.P. FROSTICKA. Strength and fatigability of selected muscles in upper limb: Assessing muscle imbalance relevant to tennis elbow. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2007, roč. 17, č. 4, 428–436. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641106000629>

- [26] FEUERSTEIN, Michael, Thomas ARMSTRONG, Paul HICKEY a Andrew LINCOLN. Computer Keyboard Force and Upper Extremity Symptoms. *Journal of Occupational & Environmental Medicine*. 1997, roč. 39, č. 12, s. 1144-1153.
- [27] CHANY, Anne-Marie, William S. MARRAS a Deborah L. BURR. The Effect of Phone Design on Upper Extremity Discomfort and Muscle Fatigue. *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*. 2007-08-01, vol. 49, issue 4, s. 602-618. DOI: 10.1518/001872007X215683. Dostupné z: <http://hfs.sagepub.com/cgi/doi/10.1518/001872007X215683>
- [28] BAN, Yuki, Narumi TAKUJI, Tatsuya FUJII, Sho SAKURAI, Jun IMURA, Tomohiro TANIKAWA a Michitaka HIROSE. Controlling Fatigue while Handling Objects by Affecting Weight Perception using Augmented Reality. *Information Science and Technology*. 2013.
- [29] Taelman, Joachim, Joke VANDERHAEGEN, Mieke ROBIJNS, Gunnar NAULAERS, Arthur SPAEPEN a Sabine VAN HUFFEL. Estimation of Muscle Fatigue using Surface Electromyography and Near-infrared Spectroscopy. *Dept. of Electrical Engineering, Katholieke Universiteit Leuven, Belgium*. 1999.
- [30] PFLANZER A KOL., Richard. *Biopac Student Lab Pro Manual*. Biopac Systems, Inc, 2005.
- [31] Biopac Systems, Inc. [online]. [cit. 2013-12-14]. Dostupné z: www.biopac.com
- [32] SNEDECOR, George Waddel. EuroMise: Měření závislosti. *Biomedicínská statistika* [online]. [cit. 2014-05-15]. Dostupné z: <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0&ion=biostat1&node=13>

Seznam zkratek

EMG - Elektromyografie

ATP - Adenosintrifosfát

ADP - Adenosindifosfát

AP - Akční potenciál

MAV - Střední absolutní hodnota (mean absolute value)

RMS - Průměr kvadrátů (root mean square)

Fmed - Mediánová frekvence (median frequency)

Fmean - Střední frekvence (mean frequency)

Seznam příloh

A	Obsah přiloženého cd:	I
B	Grafy signálu a síly	II
C	Boxploty síly	VIII
D	Regresní přímky	XII

Přílohy

A OBSAH PŘILOŽENÉHO CD:

Elektronická verze bakalářské práce

Skripty a funkce vytvořené v prostředí Matlab (Version Matlab R2011b)

Dotazníky od jednotlivých dobrovolníků

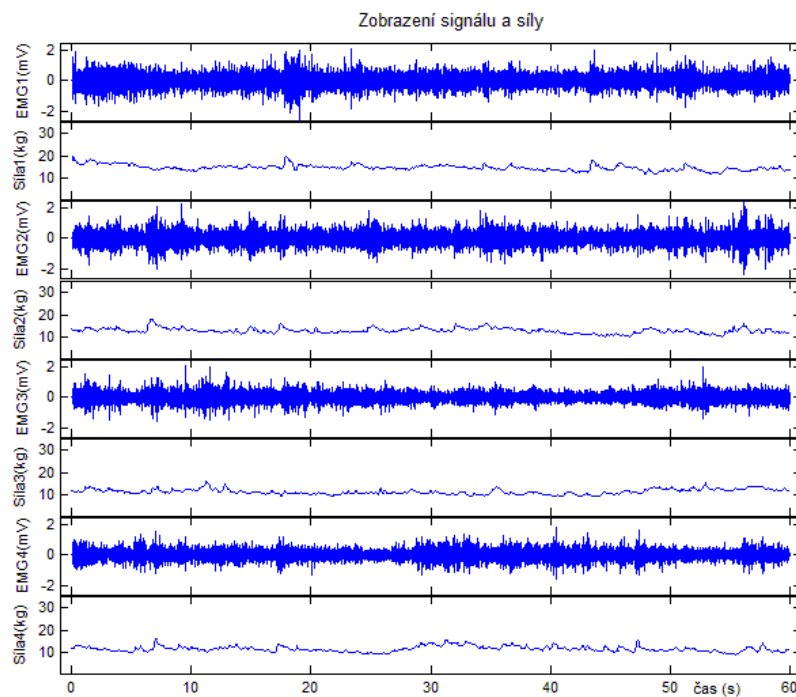
Tabulky hodnot od jednotlivých dobrovolníků

Sobory MS Excel s naměřenými daty od dobrovolníků

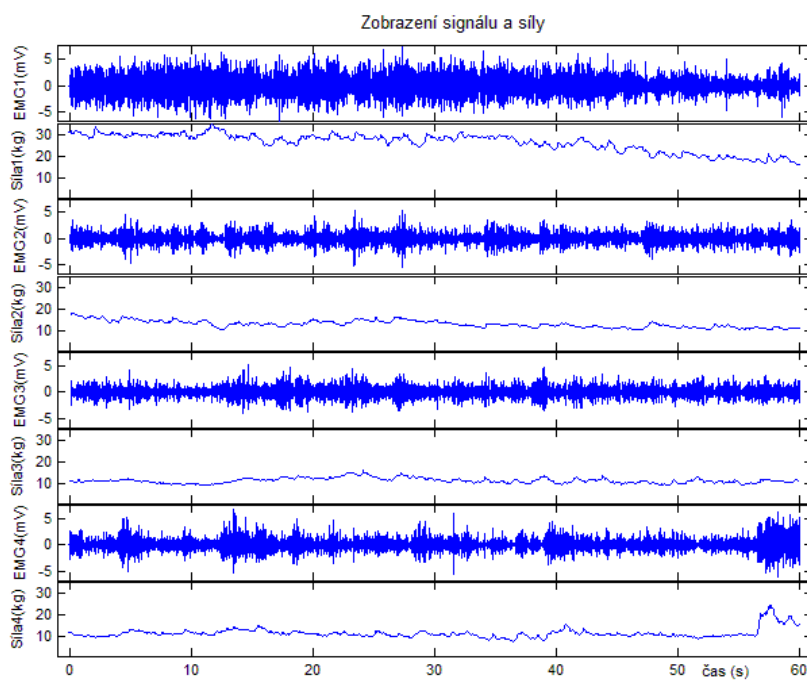
Pomocné tabulky vytvoření v MS Excel

B GRAFY SIGNÁLU A SÍLY

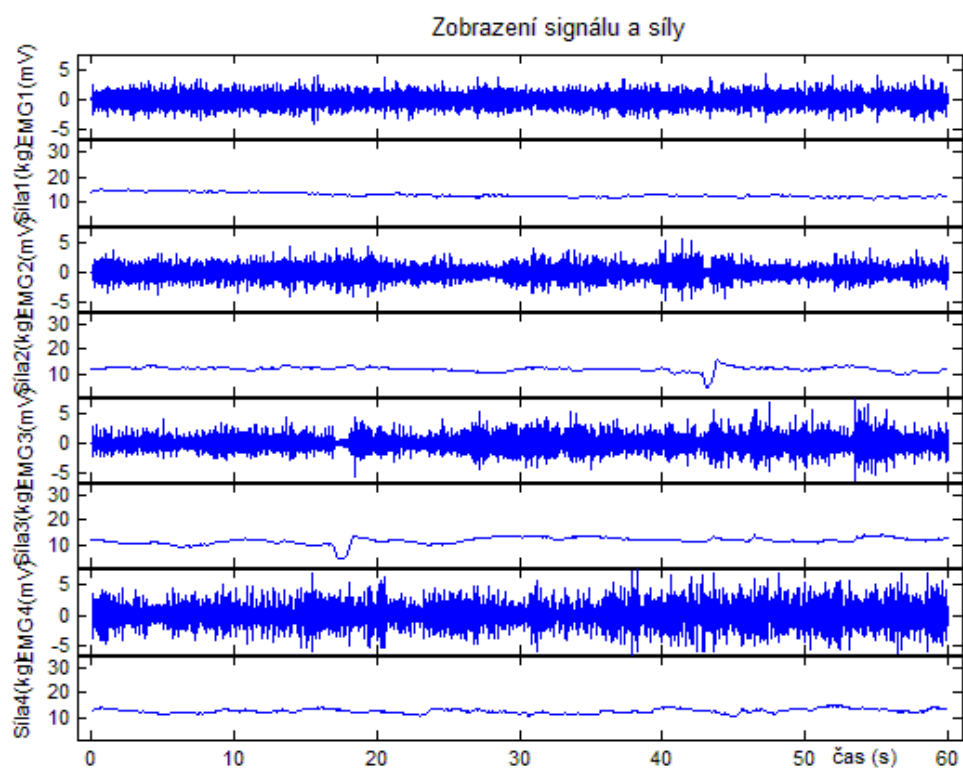
B.1 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka HSO z druhého měření



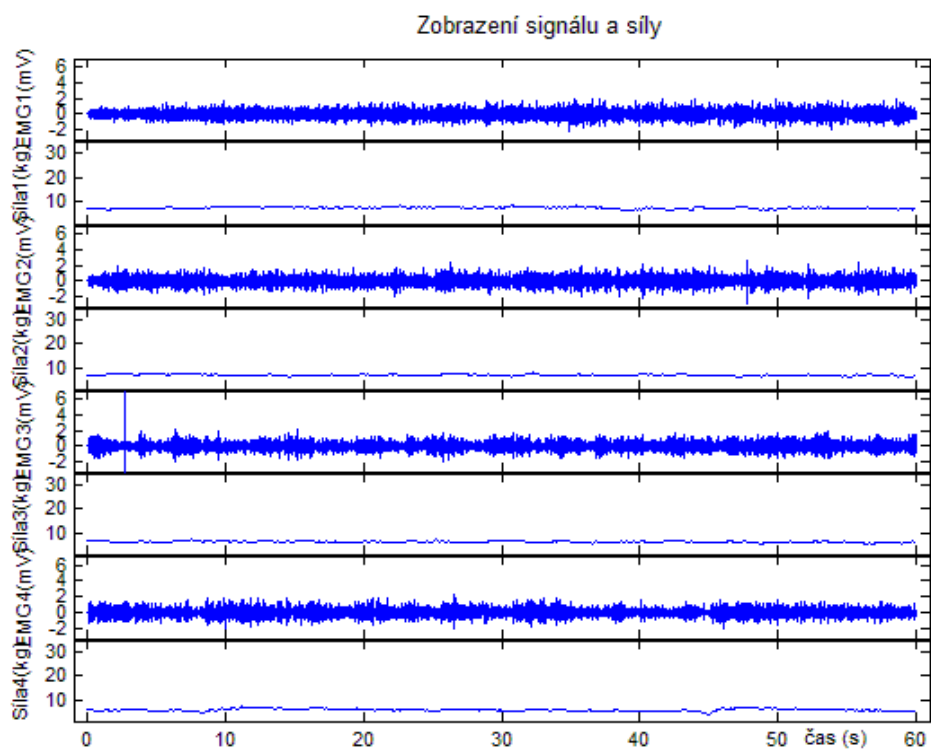
B.2 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka ANO z druhého měření



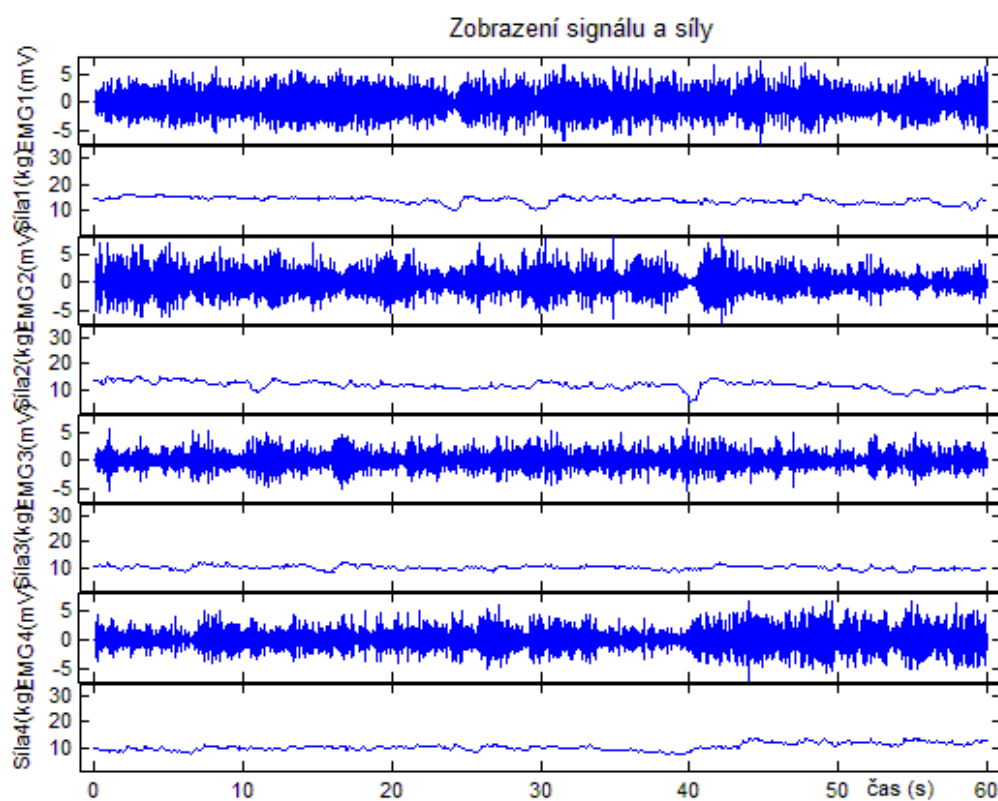
B.3 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka HSI z druhého měření



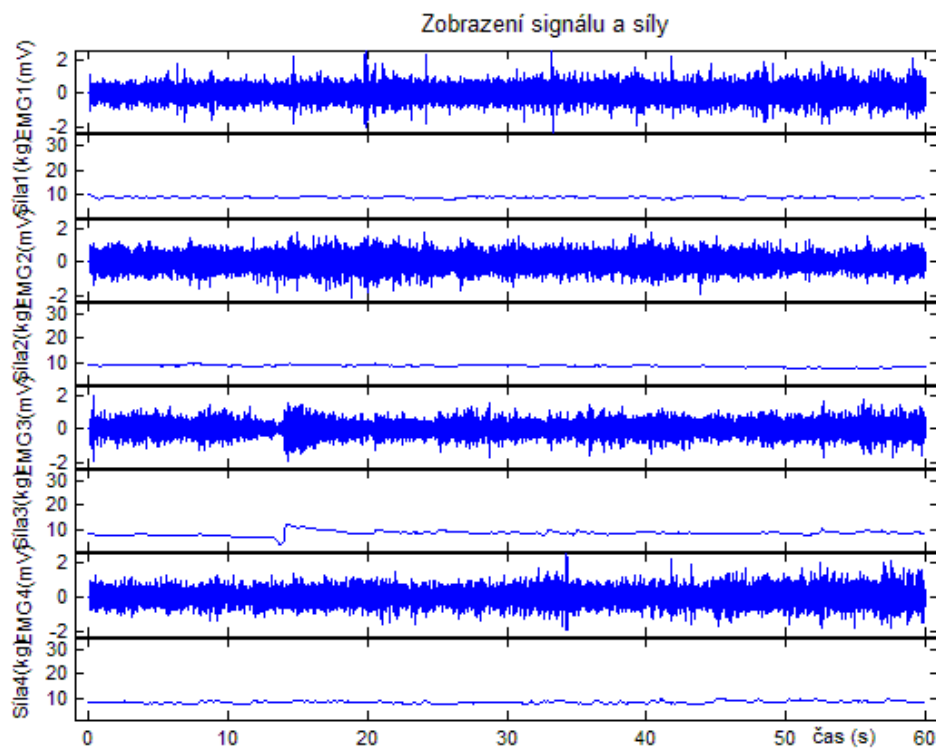
B.4 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka SNE z druhého měření



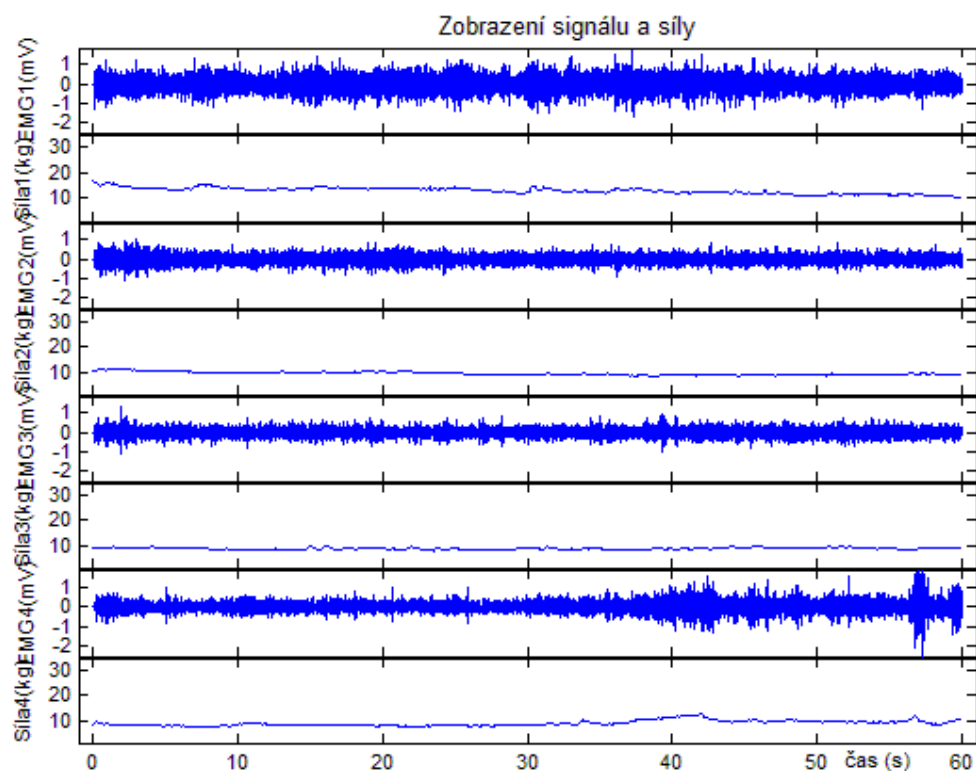
B.5 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka DJA z druhého měření



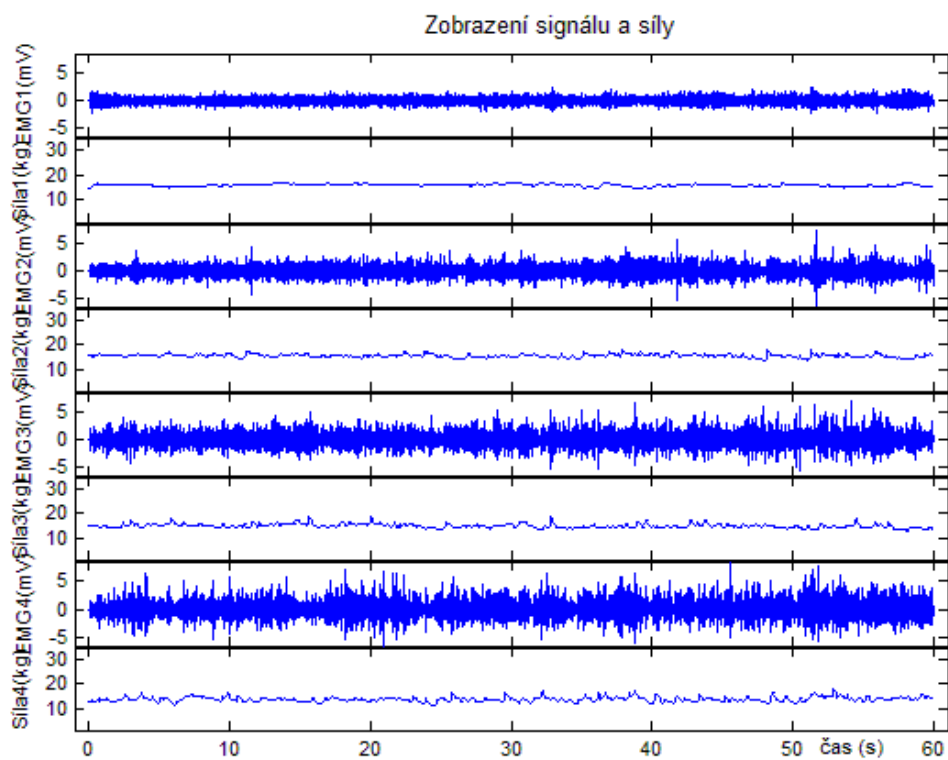
B.6 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka LFI z druhého měření



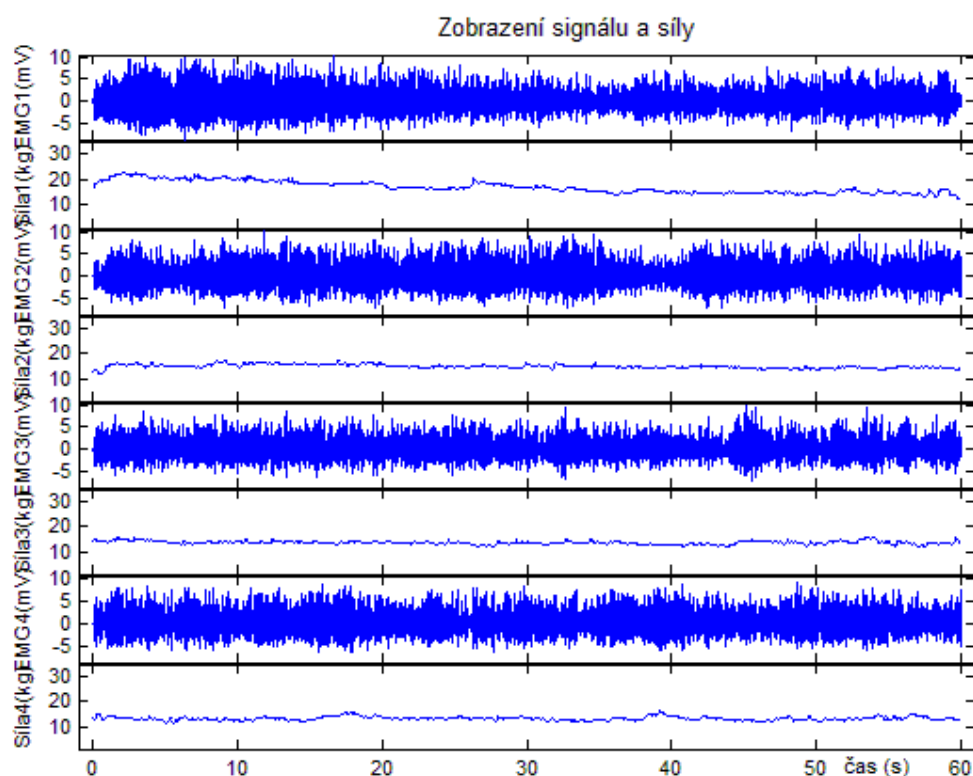
B.7 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka HNE z druhého měření



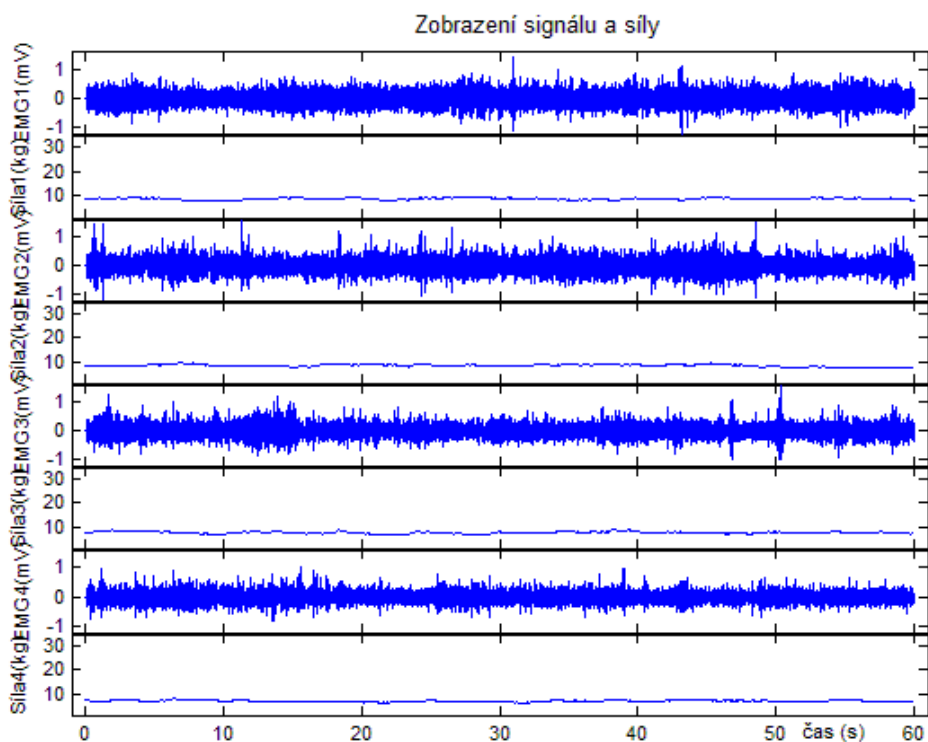
B.8 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka TSM z druhého měření



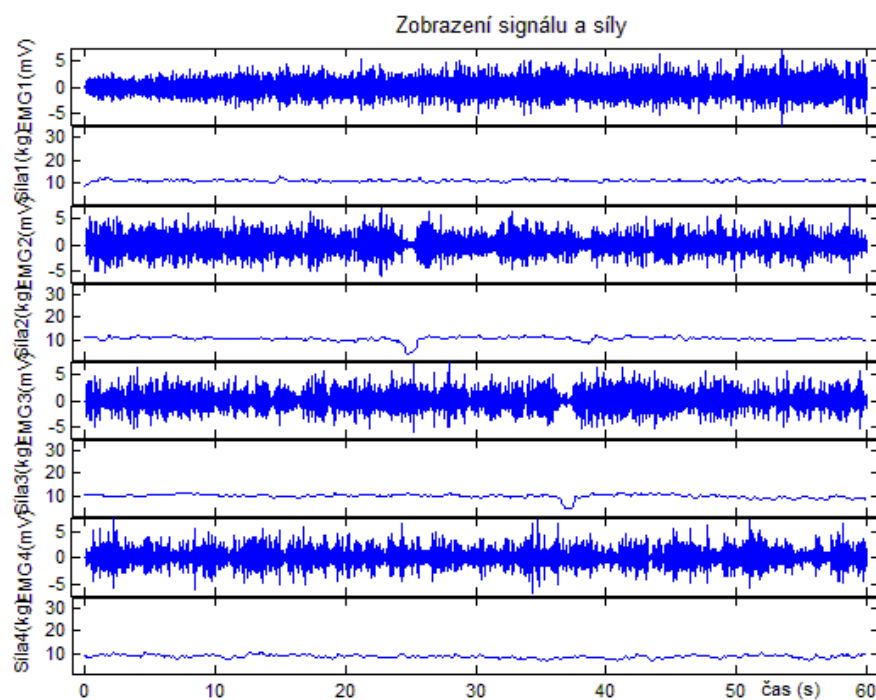
B.9 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka KMO z druhého měření



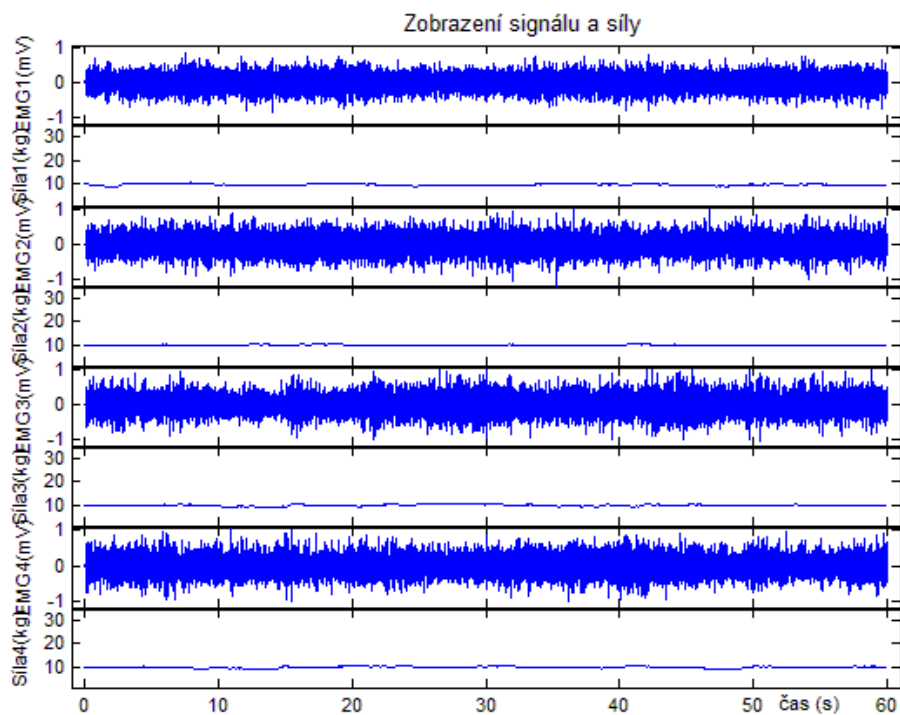
B.10 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka TVA z druhého měření



B.11 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka MSA z druhého měření

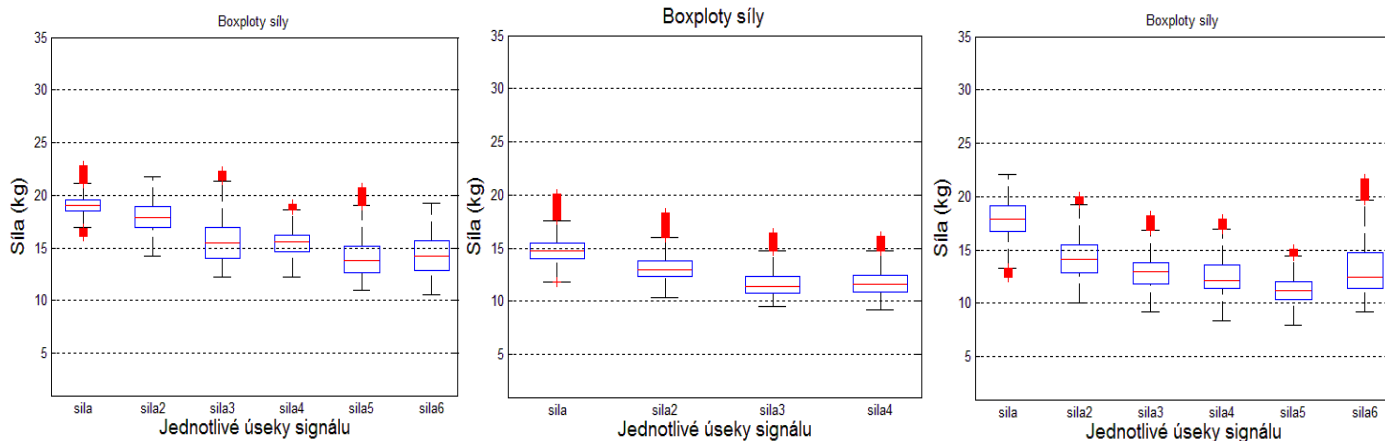


B.12 Zobrazení signálu a síly dobrovolníka EVA z druhého měření

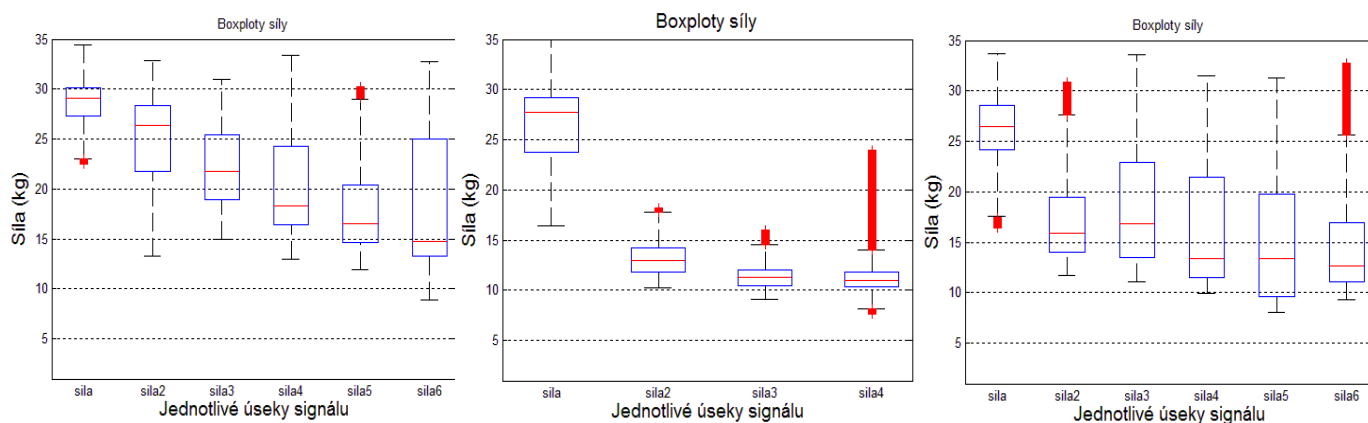


C BOXPLOTY SÍLY

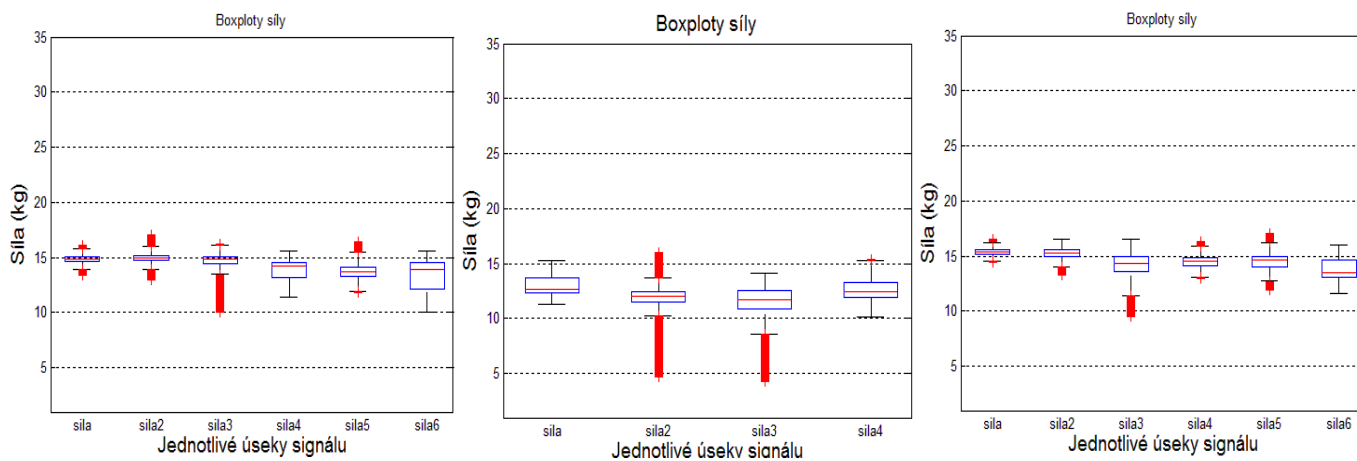
C.1 Dobrovolník HSO



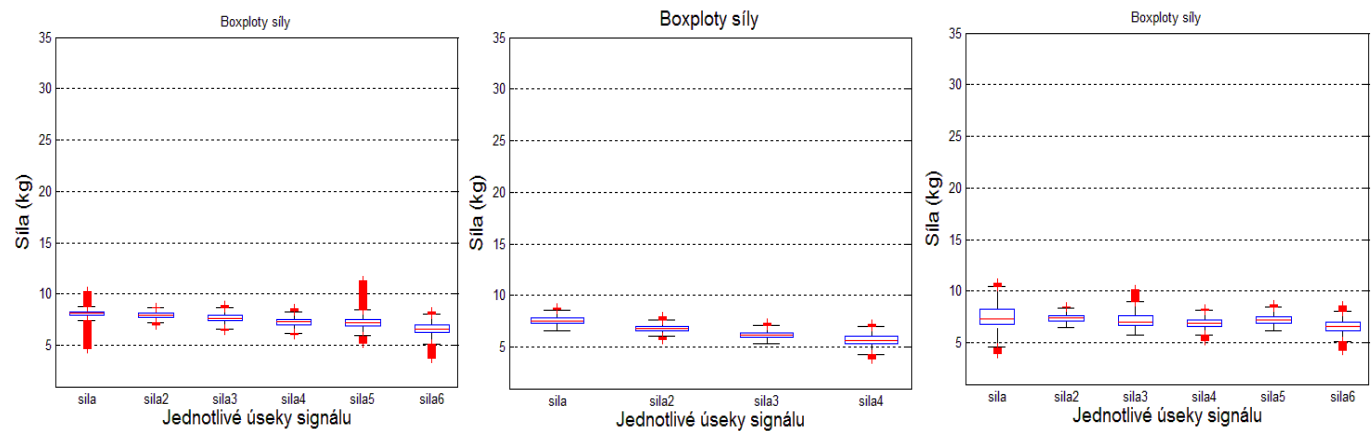
C.2 Dobrovolník ANO



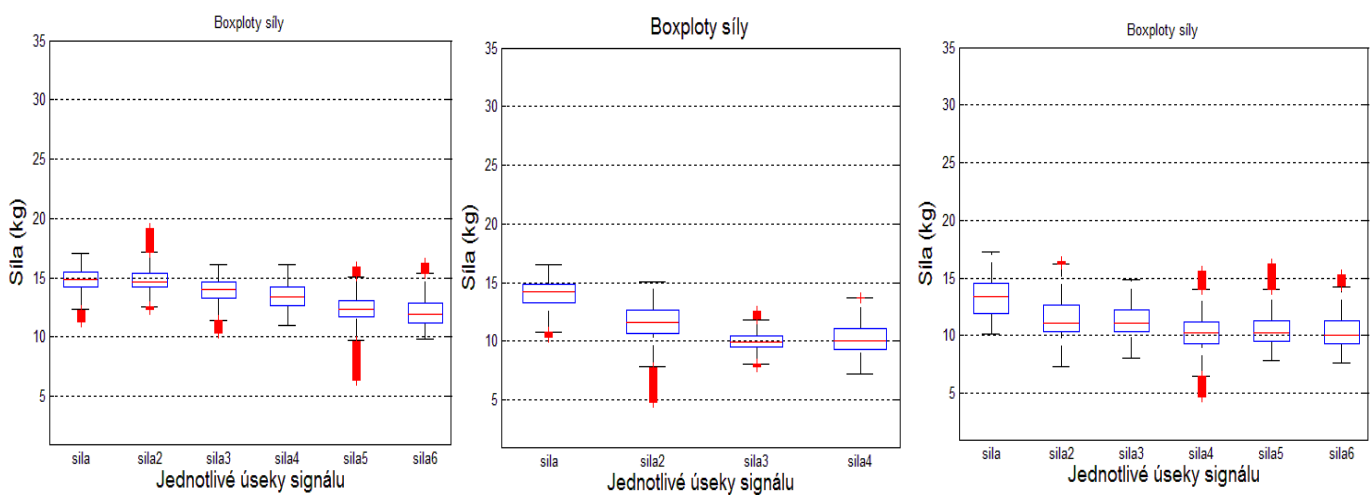
C.3 Dobrovolník HSI



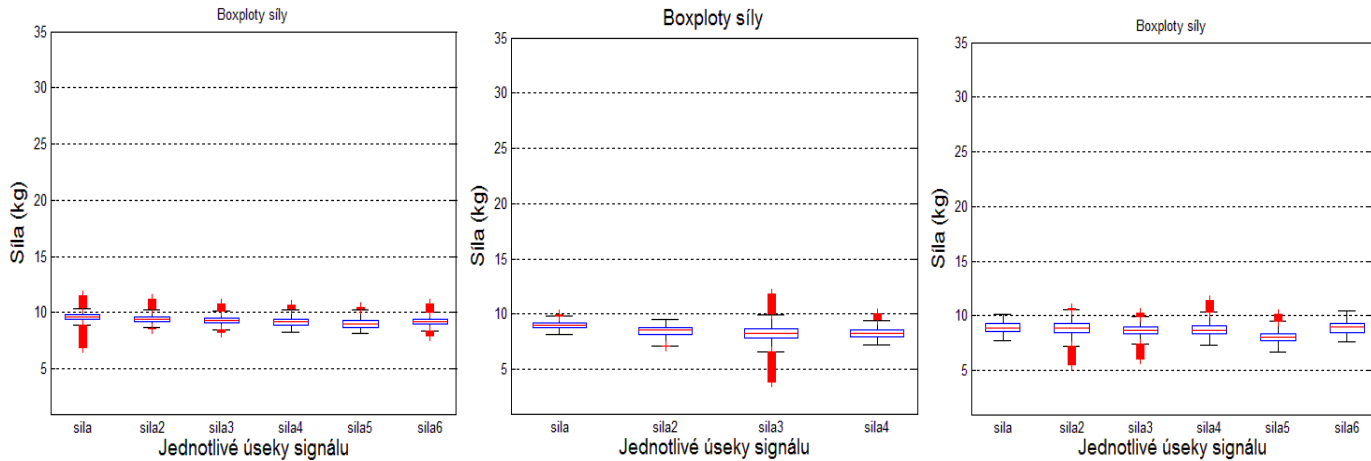
C.4 Dobrovolník SNE



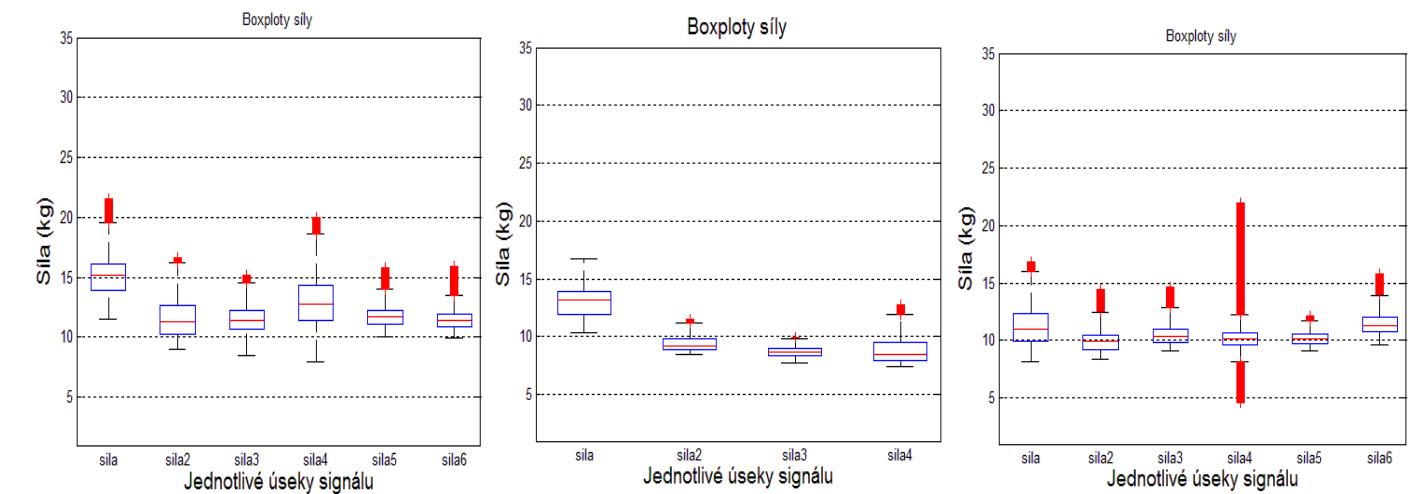
C.5 Dobrovolník DJA



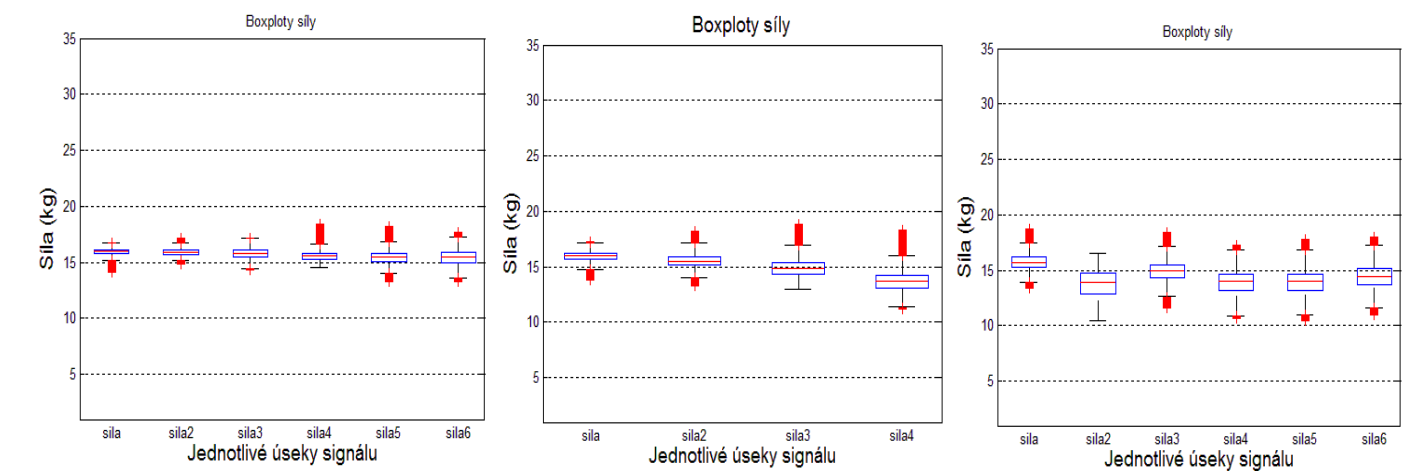
C.6 Dobrovolník LFI



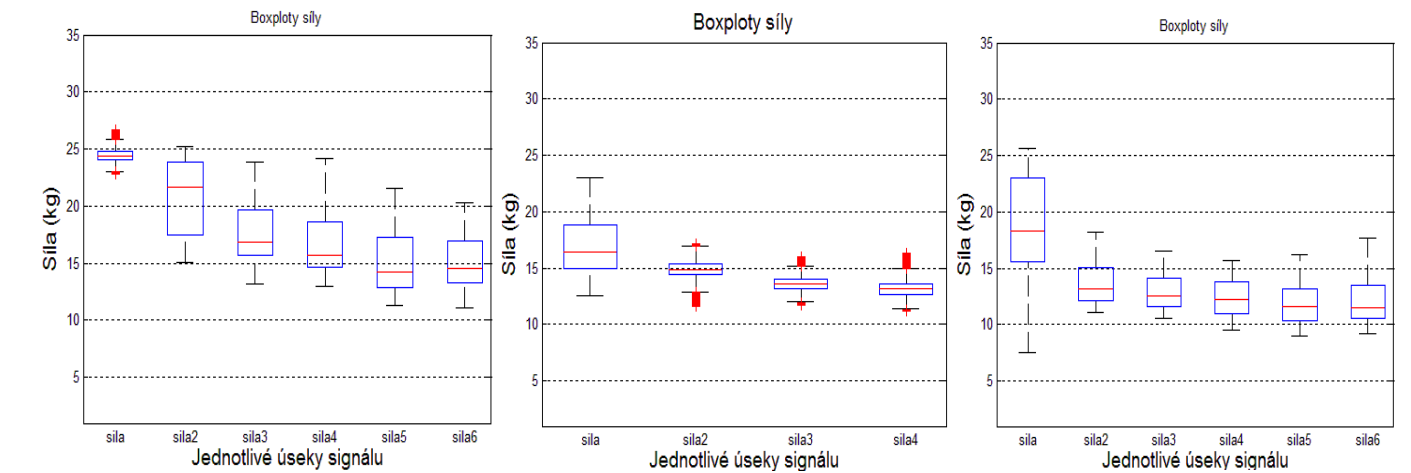
C.7 Dobrovolník HNE



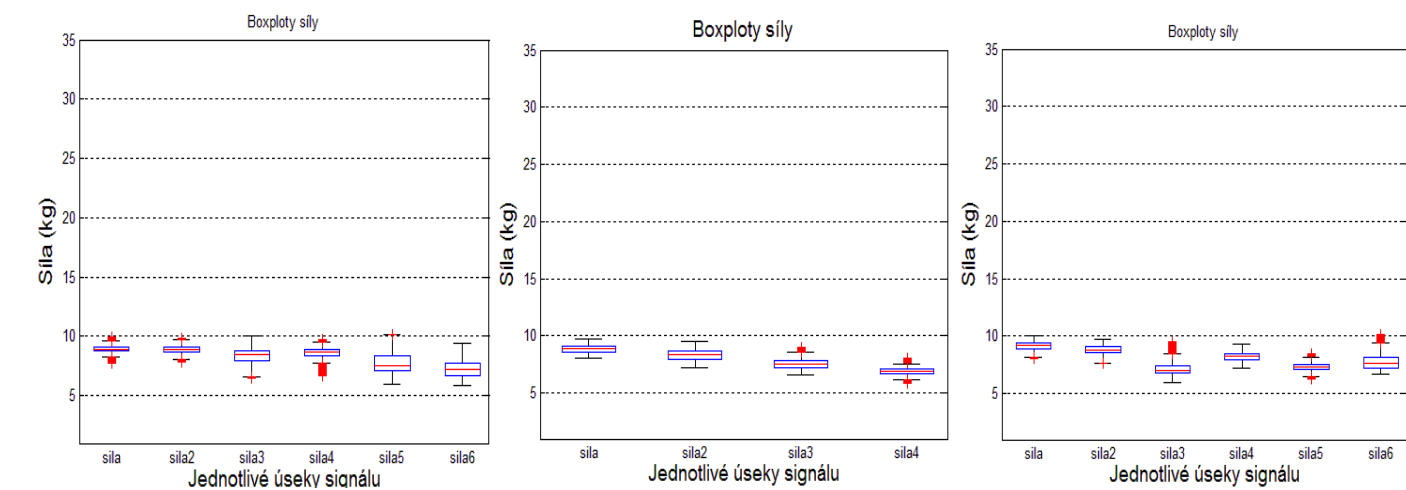
C.8 Dobrovolník TSM



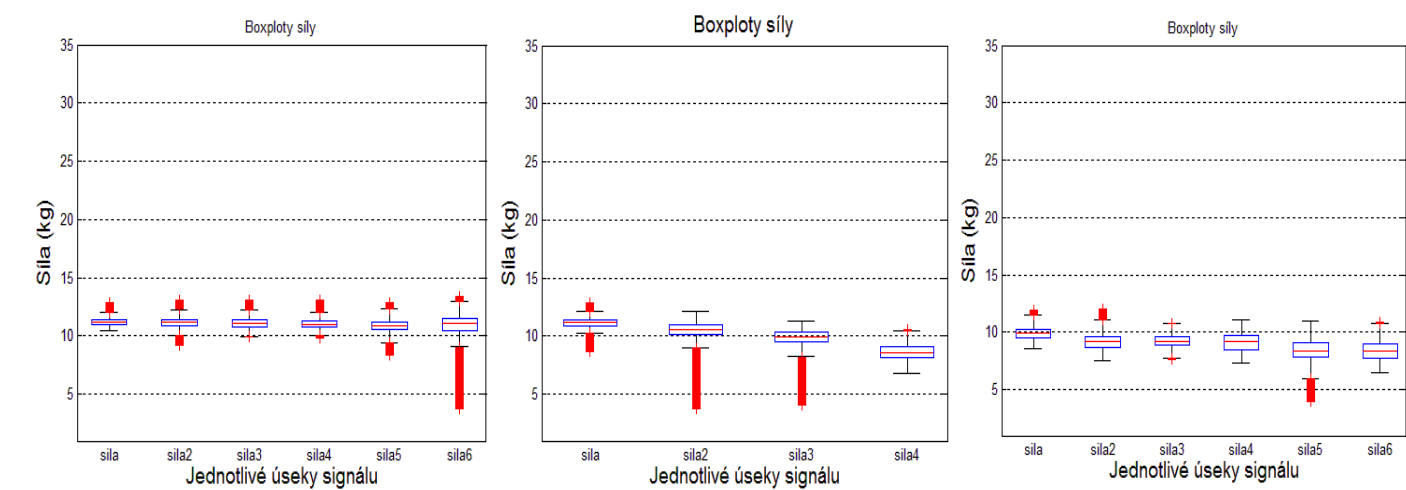
C.9 Dobrovolník KMO



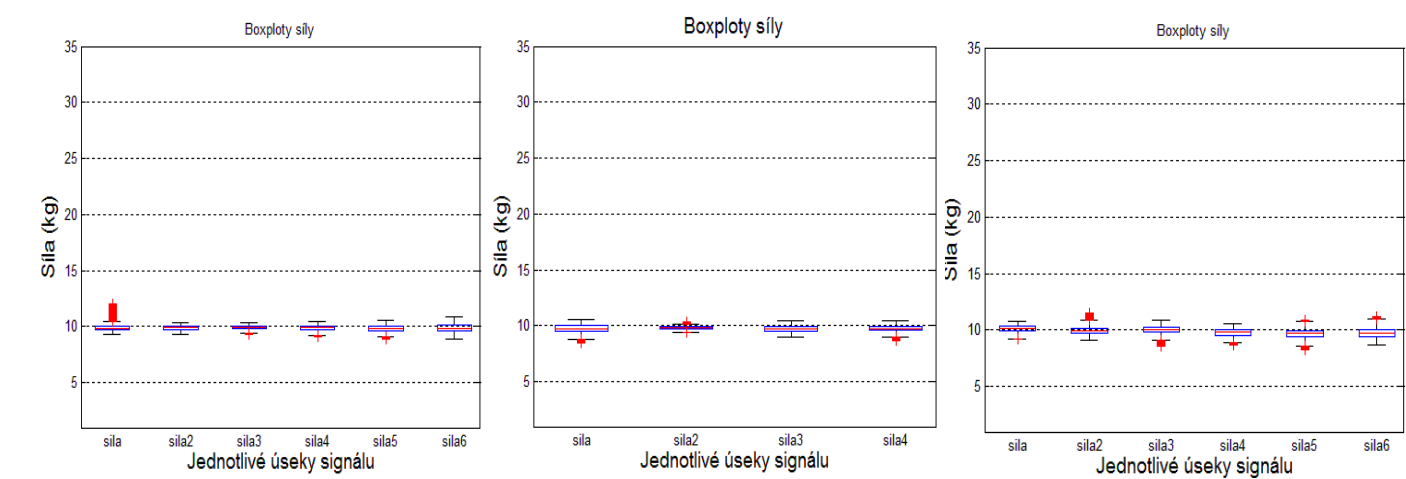
C.10 Dobrovolník TVA



C.11 Dobrovolník MSA

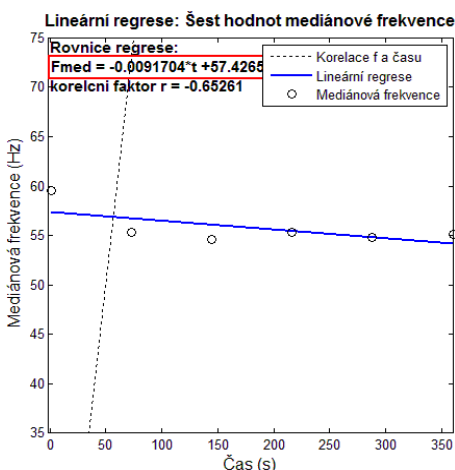
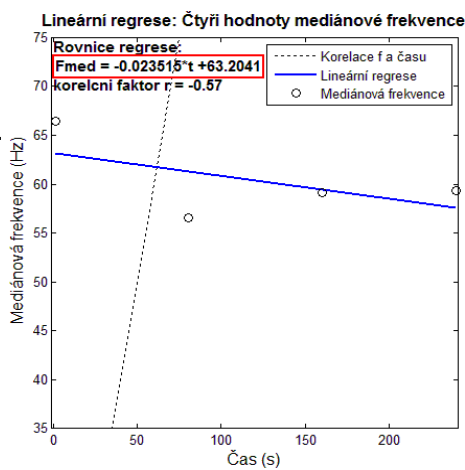
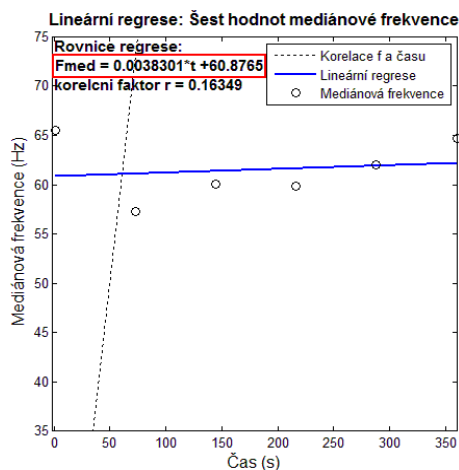


C.12 Dobrovolník EVA

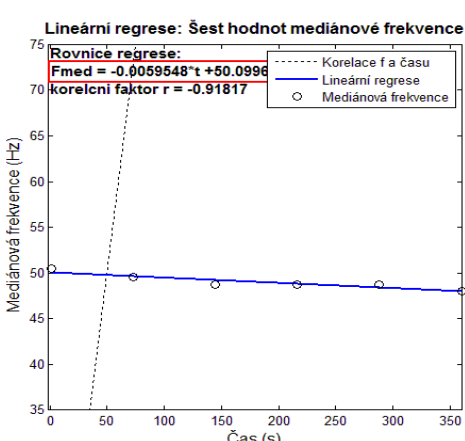
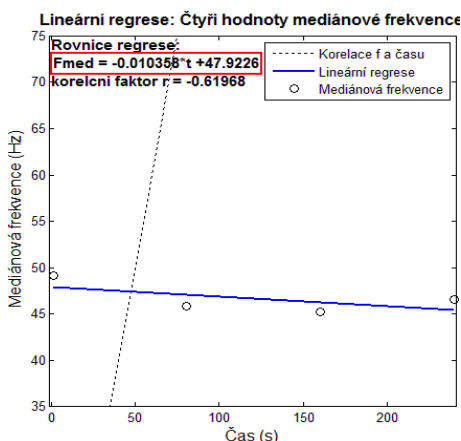
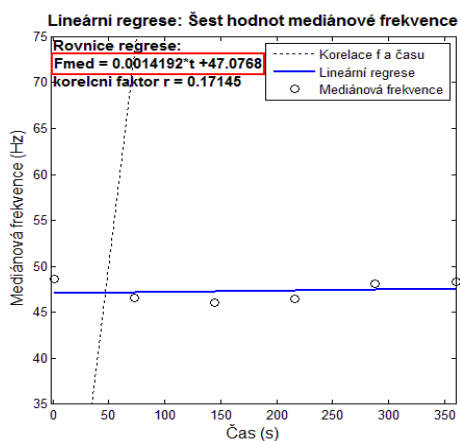


D REGRESNÍ PŘÍMKY

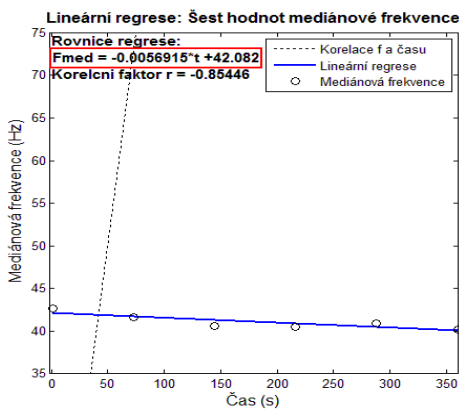
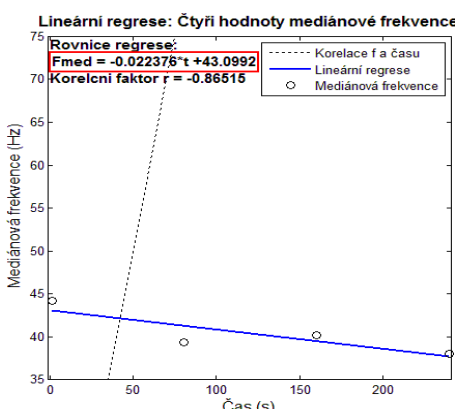
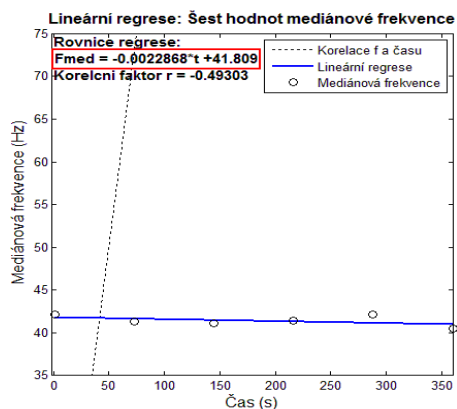
D.1 Dobrovolník HSO



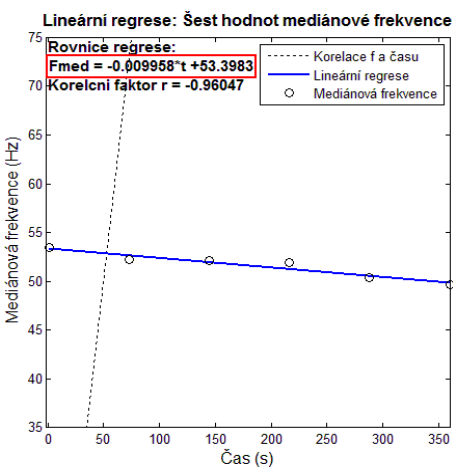
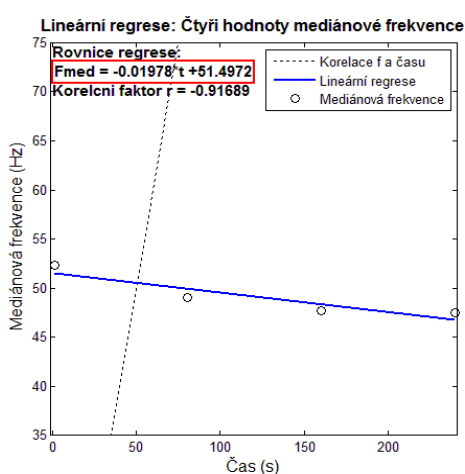
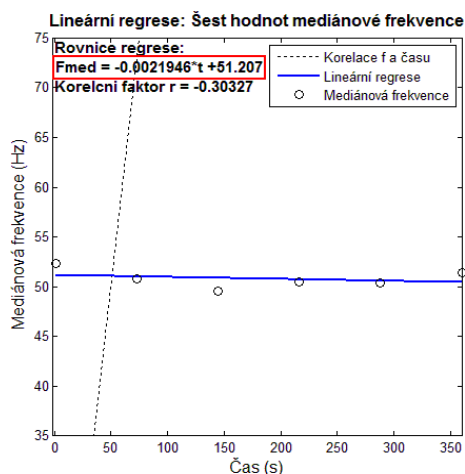
D.2 Dobrovolník ANO



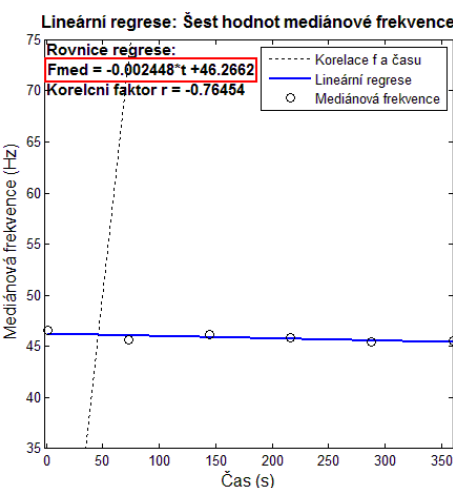
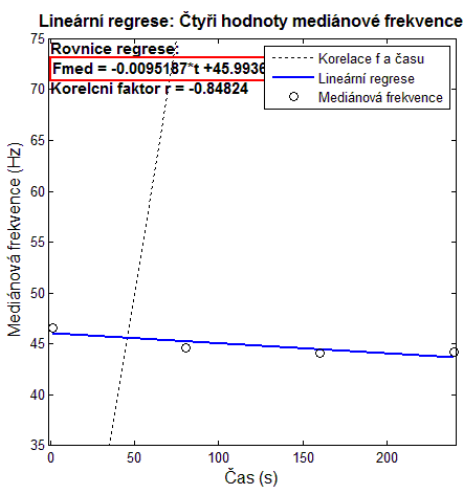
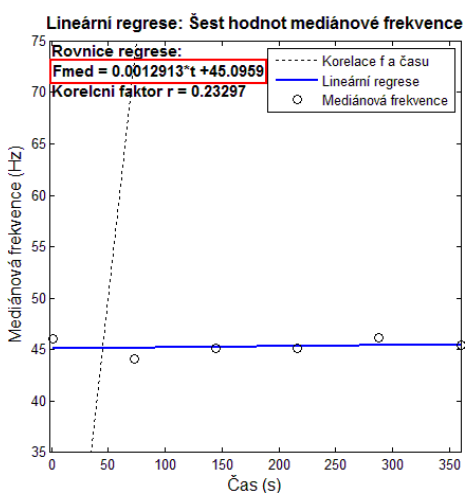
D.3 Dobrovolník HSI



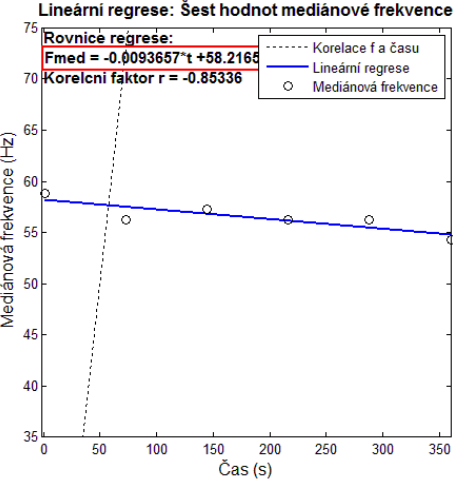
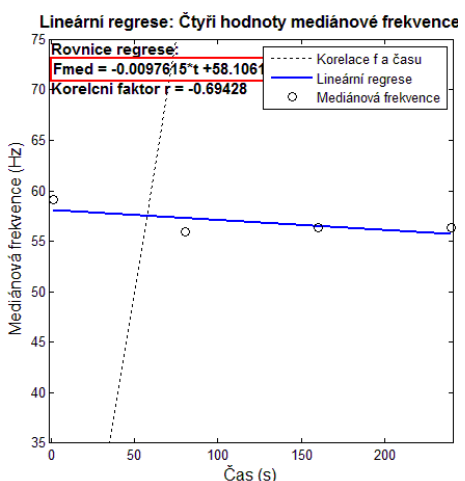
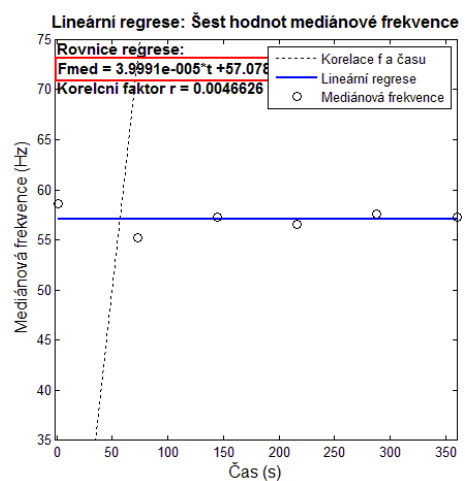
D.4 Dobrovolník SNE



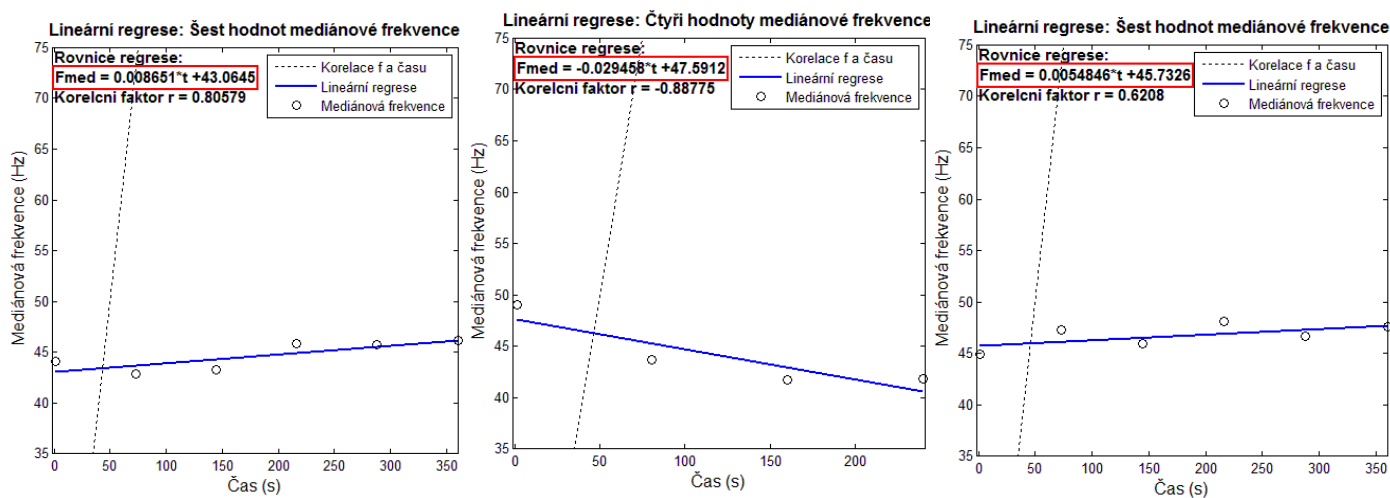
D.5 Dobrovolník DJA



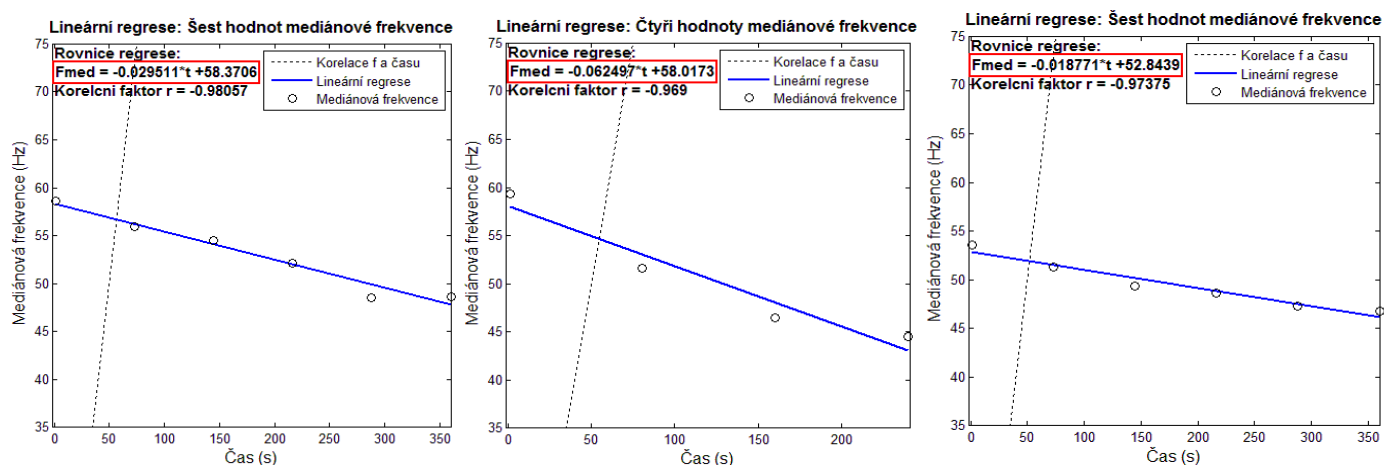
D.6 Dobrovolník LFI



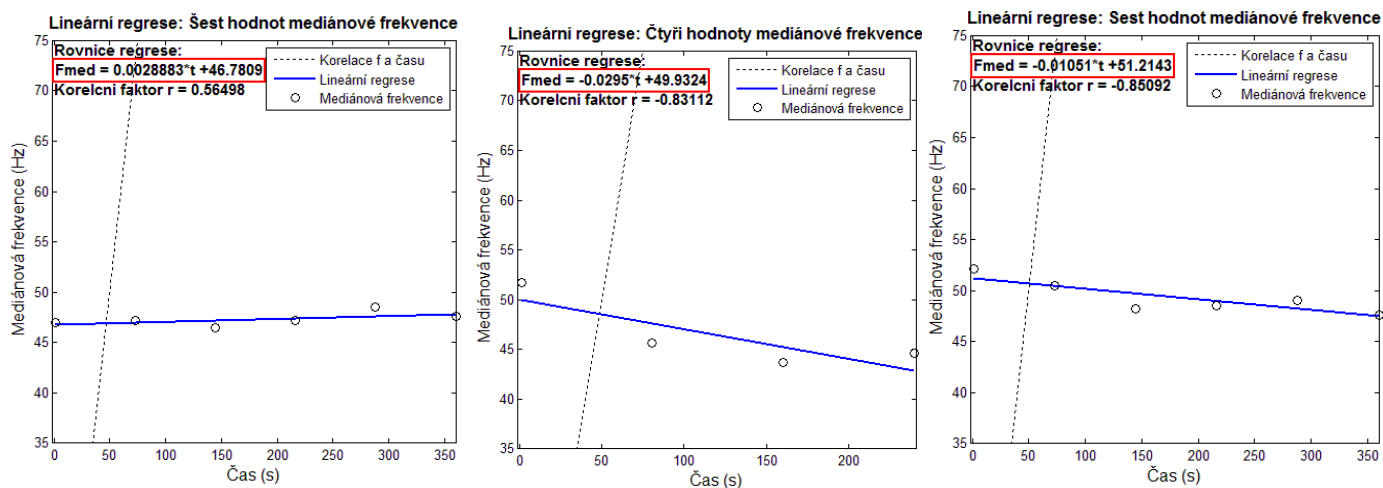
D.7 Dobrovolník HNE



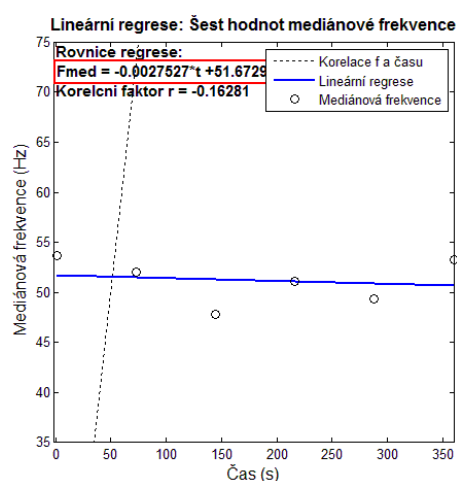
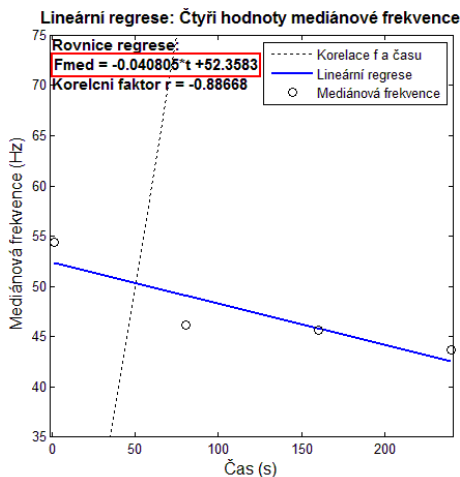
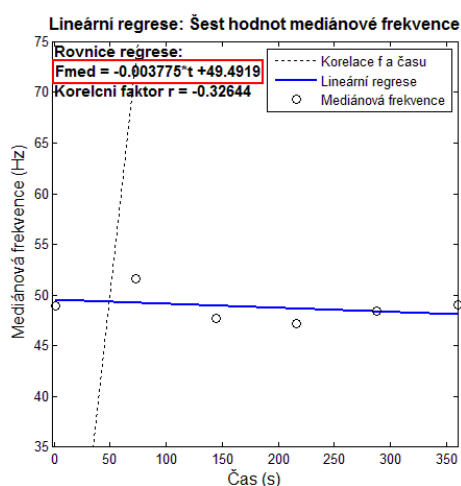
D.8 Dobrovolník TSM



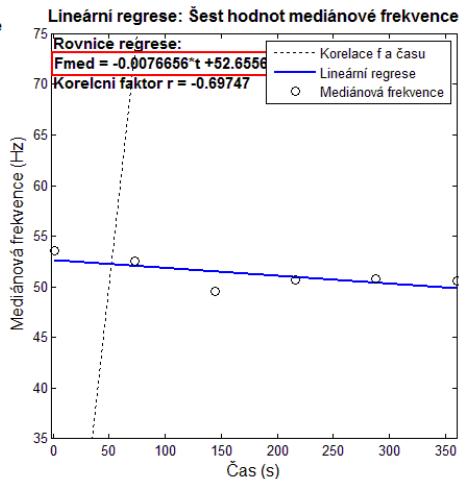
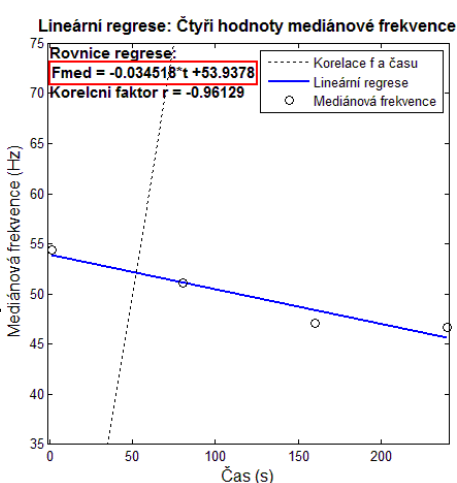
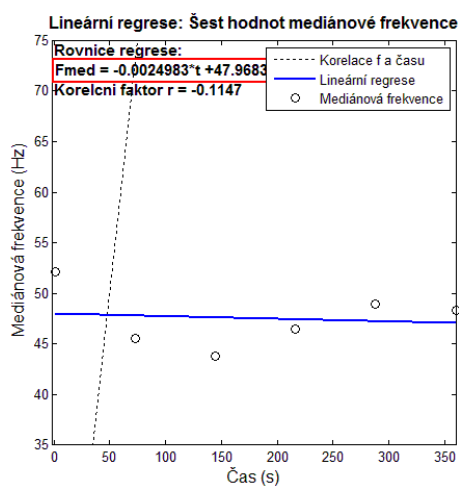
D.9 Dobrovolník KMO



D.10 Dobrovolník TVA



D.11 Dobrovolník MSA



D.12 Dobrovolník EVA

