



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

EFEKTIVITA REHABILITACE HORNÍ KONČETINY

EFFECTIVENESS OF REHABILITATION OF THE UPPER LIMB

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

NATÁLIE REXO VÁ

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

Studentka: Natálie Rexová

ID: 147471

Ročník: 3

Akademický rok: 2013/2014

NÁZEV TÉMATU:

Efektivita rehabilitace horní končetiny

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte problematiku měření elektrické aktivity svalů. 2) Seznamte se s rehabilitací horní končetiny a využitím sledování elektromyografických signálů v průběhu terapie. Navrhněte protokol měření. 3) Seznamte se s měřicím systémem BIOPAC a jeho možnostmi snímání elektromyografických signálů. 4) Realizujte měření elektrické aktivity svalu na malé skupině osob. 5) Naměřené výsledky zpracujte v prostředí Matlab a diskutujte. 6) Na základě výsledků navrhněte motivační aktivity využívající zpětnou vazbu, při nichž bude uplatňován správný pohyb horní končetinou.

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 bakalářská práce je zaměřena na studium bioelektrické aktivity svalu a její měření v systému BIOPAC. Pro správné pochopení dějů je uveden popis svalové tkáně a jejích hlavních struktur. Práce se dále zabývá elektromyografií jako významnou elektrofyzilogickou diagnostickou metodou. Je zde uveden protokol vlastního měření. V něm jsou sledovány určité parametry EMG signálu svalu brachioradialis, před, v průběhu a po skončení navrženého procesu posílení tohoto svalu. Naměřené hodnoty jsou statisticky zpracovány a interpretovány. Závěrečná kapitola je věnována motivačním aktivitám pro zlepšení efektivity cvičení.

Abstract

The purpose of this bachelor's thesis is to examine muscle bioelectrical activity and its measuring in the BIOPAC system. To better understand this subject this bachelor's thesis takes interest in a muscle tissue and all its main structure. It is also focused on electromyography as a significant diagnostic method in medicine. Subsequently there is an introduction to the practical part of bachelor's thesis. In this chapter the main focus is aimed at monitoring the parameters of the surface EMG signal of brachioradialis muscle. The measurements are collected in three phases, before, during and at the end of the proposed process of the strengthening of brachiotadialis muscle. The measured values are statistically processed and then interpreted. The final chapter seeks to specify the motivational activities and the enhancement of effectiveness of exercise.

Klíčová slova

Elektromyografie, EMG signál, BIOPAC, rehabilitace, powerball, svalová tkáň, motorická jednotka

Keywords

Elektromyographie, EMG signal, BIOPAC, rehabilitation, powerball, muscle tissue, motor unit

REXOVÁ, N. *Efektivita rehabilitace horní končetiny*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2014. 60 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Pavla Ronková.

Prohlášení

Prohlašuji, že moji bakalářskou práci na téma Efektivita rehabilitace horní končetiny jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne 30. 5. 2014

.....
Podpis autora

Poděkování

Děkuji vedoucímu mé bakalářské práce Ing. Pavle Ronkové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a za další cenné rady při zpracování práce. Dále všem zúčastněným figurantům, za jejich ochotu a spolupráci.

V Brně dne 30. 5. 2014

.....
Podpis autora

Obsah

Úvod	10
1 Fyziologie svalstva.....	11
1.1 Kosterní svalovina	11
1.1.1 Stavba.....	11
1.1.2 Mechanismus kontrakce svalového vlákna.....	13
1.1.3 Typy kontrakce svalu.....	13
1.1.4 Řízení činnosti svalu	14
1.1.5 Typy svalových vláken	14
1.1.6 Obnova svalové tkáně	15
1.1.7 Svalová únava	16
1.2 Svaly horní končetiny	16
2 Rehabilitace horní končetiny	18
2.1 Léčebná rehabilitace	18
2.1.1 Kinezioterapie.....	18
2.2 Rehabilitační pomůcky	19
2.2.1 Powerball	19
2.2.2 Posilovací kroužek	20
3 Elektromyografie	21
3.1 Historie	21
3.2 EMG signál.....	21
3.3 Elektrody	22
3.4 Metody snímání EMG signálu	23
3.4.1 Jehlová elektromyografie.....	23
3.4.2 Povrchová elektromyografie	24
3.5 Lokalizace elektrod.....	24
3.6 Zpracování EMG signálu	24
4 Systém BIOPAC	26
4.1 Potřebné vybavení	26
4.2 Postup přípravy měření.....	26
5 Vlastní měření.....	28
5.1 Protokol.....	28
5.1.1 Průběh měření.....	29
5.1.2 Celková doba experimentu.....	29

5.1.3 Evidenční karta.....	29
5.2 Popis cvičení.....	30
5.2.1 Cviky s powerballem.....	30
5.2.2 Cviky s posilovacím kroužkem	32
5.2.3 Protážení	32
6 Zpracování parametrů	33
6.1 Filtrace signálu	33
6.2 Integrované EMG	33
6.3 Amplitudy signálu.....	34
6.4 Průběh síly.....	35
6.5 Grafické prostředí GUIDE	35
6.6 Funkce	36
7 Vyhodnocení parametrů.....	37
7.1 Studentův párový t-test	37
7.1.1 Parametry t-testu experimentu.....	38
7.2 Vliv navrženého cvičení na svalstvo	39
7.2.1 Vyhodnocení výsledků pro powerball.....	39
7.2.2 Vyhodnocení výsledků pro posilovací kroužek	43
7.3 Srovnání efektivity jednotlivých metod	47
7.4 Vliv celkové doby cvičení.....	48
8 Interpretace výsledků.....	50
9 Motivační aktivity	52
9.1 Biofeedback.....	52
9.1.1 Myofeedback.....	53
9.2 Návrh motivační aktivity	53
Závěr	55
Použitá literatura	56

Seznam obrázků

Obrázek 1 Struktura svalu	11
Obrázek 2 Uspořádání aktinových a myozinových filament	12
Obrázek 3 Motorická jednotka.....	14
Obrázek 4 M. biceps brachii a m. brachioradialis	16
Obrázek 5 M. abductor digiti minimi a m. pollicis brevis	17
Obrázek 6 Rehabilitační pomůcka powerball	19
Obrázek 7 Rehabilitační pomůcka posilovací kroužek	20
Obrázek 8 Povrchové elektrody	22
Obrázek 9 Jehlová elektroda a přívodní kabel	23
Obrázek 10 Závislost amplitudy na umístění snímacích elektrod	24
Obrázek 11 Akviziční jednotka MP 35	26
Obrázek 12 Ukázka správné kalibrace	27
Obrázek 13 Zapojení elektrod	29
Obrázek 14 Správná pozice s powerballem v sedě na zemi (vpravo) a na židli (vlevo).	30
Obrázek 15 Správný úchop powerballu s ukázkou působících sil	31
Obrázek 16 Správný sed s posilovacím kroužkem na židli (vlevo) a na zemi (vpravo).....	32
Obrázek 17 Zobrazení nefiltrovaného a filtrovaného signálu	33
Obrázek 18 Ukázka hodnoty peak to peak ve voltech	34
Obrázek 19 Vyhlazený průběh síly a její průměr.....	35
Obrázek 20 Ukázka hlavního okna programu po načtení signálu (Figurant1)	36
Obrázek 21 Srovnání jednotlivých měření průměru maxima amplitud (powerball)	40
Obrázek 22 Srovnání jednotlivých měření energie stahu (powerball)	42
Obrázek 23 Srovnání jednotlivých měření průměru maxima amplitud (kroužek).....	44
Obrázek 24 Srovnání jednotlivých měření energie stahu (kroužek)	46
Obrázek 25 Závislost průměru maximálních amplitud na čase pro cvičení s powerballem	48
Obrázek 26 Závislost průměru maximálních amplitud na čase pro cvičení s powerballem	49
Obrázek 27 Schématické zobrazení bio/myofeedbacku.	52

Seznam tabulek

Tabulka 1 Průměr max ampl. 1. a 3. měření	39
Tabulka 2 Průměr max ampl. 1. a 2. měření	39
Tabulka 3 Průměr max ampl. 2. a 3. měření	40
Tabulka 4 Energie stahu 1. a 3. měření	41
Tabulka 5 Energie stahu 1. a 2. měření	41
Tabulka 6 Energie stahu 2. a 3. měření	41
Tabulka 7 Průměr síly 1. a 3. měření	42
Tabulka 8 Průměr síly 1. a 2. měření	42
Tabulka 9 Průměr síly 2. a 3. měření	43
Tabulka 10 Průměr max ampl. 1. a 3. měření	43
Tabulka 11 Průměr max ampl. 1. a 2. měření	43
Tabulka 12 Průměr max ampl. 2. a 3. měření	44
Tabulka 13 Energie stahu 1. a 3. měření	45
Tabulka 14 Energie stahu 1. a 2. měření	45
Tabulka 15 Energie stahu 2. a 3. měření	45
Tabulka 16 Průměr síly 1. a 3. měření	46
Tabulka 17 Průměr síly 1. a 2. měření	46
Tabulka 18 Průměr síly 2. a 3. měření	47
Tabulka 19 Přehled výsledků testování hypotéz pro obě metody cvičení	47
Tabulka 20 Počet provedených cyklů cvičení před 3. měřením	49

Úvod

Svalová tkáň je zdrojem pohybu a síly. Svaly všech částí těla jsou každodenně velkou měrou namáhány a opotřebovávány, proto se běžně můžeme setkat se svalovou slabostí nebo už s vážnějším svalovým onemocněním. Pro správnou diagnózu svalového onemocnění bylo vyvinuto několik vyšetřovacích metod, jednou z nich je elektromyografie (EMG). Je řazena k elektrofyziologickým typům vyšetření a založena na snímání bioelektrické aktivity svalů.

V první kapitole práce je popsána struktura svaloviny společně s procesy, které v ní probíhají a jsou úzce spjaty s problematikou EMG. V druhé kapitole se rozebírá komplexní proces rehabilitace, se zaměřením na cvičební pomůcky powerball a posilovací kroužek, které jsou využívány v praktické části bakalářské práce. Třetí část je zaměřena na elektromyografii, EMG signál, jeho měření a zpracování. Čtvrtá kapitola se zabývá popisem Studentské laboratoře BIOPAC. Dále již následují kapitoly zaměřené přímo na vlastní experiment. V páté kapitole je popsán protokol měření, konkrétně co se měří a jakým způsobem. V kapitole šesté jsou naměřené hodnoty zpracovány a následně získané výsledky diskutovány. Poslední kapitola je věnována motivačním aktivitám založených na biofeedbacku, respektive myofeedbacku a jejich využití pro zlepšení efektivnosti léčby.

1 Fyziologie svalstva

Svalová tkáň je jednou z hlavních tkání lidského těla. Je zdrojem pohybu a síly. Podle struktury a funkčních vlastností rozeznáváme čtyři typy svalstva:

- kosterní svalovinu,
- hladkou svalovinu,
- srdeční svalovinu,
- myoepitel.

Jelikož se bude bakalářská práce podrobněji zabývat především povrchoým svalstvem horní končetiny, bude tedy tato kapitola zaměřena na rozbor pouze svaloviny kosterní.

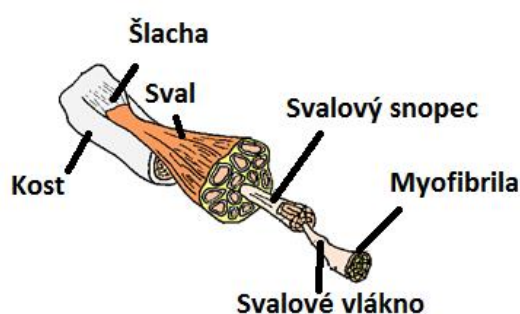
1.1 Kosterní svalovina

Někdy také nazývána jako příčně pruhovaná svalovina nebo vůlí ovládané svalstvo, která je tvořena asi 600 jednotlivými svaly. Zaujímá celkem 40 procent celkové tělesné váhy [24]. Je inervována míšními a hlavovými nervy.

Je to vzrušivá a stažlivá tkáň, která má dvě základní vlastnosti, kontrakce a relaxace. Kontrakce nastává po přeměně chemické energie na mechanickou a tím umožňuje veškerý aktivní pohyb, mimiku, mluvenou řeč nebo cirkulaci krve. Po každé kontrakci nastává relaxace, která slouží k přípravě svalstva na další kontrakci. [15][24]

1.1.1 Stavba

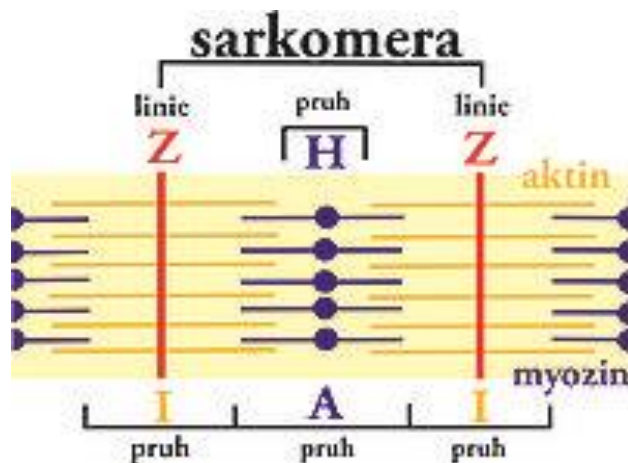
Základní stavební jednotkou svalu jsou svalová vlákna, která se slučují ve svalové snopce. Svazky svalových snopců jsou obaleny vrstvou tuhého vaziva, zvaného fascie. Tyto struktury tvoří celek jednotlivých svalů.



Obrázek 1 Struktura svalu [1]

Svalové vlákno je mnohjaderná buňka, která může mít až tisíc jader a délku od jednotek milimetrů až po desítky centimetrů [12]. Uvnitř každého svalového vlákna jsou kontraktilní elementy tzv. myofibrily. Myofibrily jsou složeny z podélně orientovaných proteinových struktur tzv. aktinových a myozinových myofilament, které vytvářejí charakteristické příčné pruhování kosterní svaloviny. Díky nim popisujeme na myofibrilách několik útvarů:

- I-proužek, který obsahuje pouze aktinová filamenta.
- H-proužek, který obsahuje pouze myozinová filamenta.
- A-proužek, v kterém se částečně překrývají jak aktinová, tak myozinová filamenta.
- Z-linie ukotvuje aktinová filamenta. Vzdálenost mezi jednotlivými Z-liniami nám dělí myofibrilu na sarkomeru, což je funkční jednotka svalu. Při kontrakci svalu se sarkomera zkracuje, stejně tak jako I a H proužek.



Obrázek 2 Uspořádání aktinových a myozinových filament [1]

Kolem jednotlivých myofibril pozorujeme sarkoplazmatické retikulum. To slouží jako zásobárna Ca^{2+} iontů nutných ke svalové kontrakci. Čím je svalové vlákno kontrahováno rychleji, tím rozsáhlejší musí být sarkoplazmatické retikulum. Takové svalové vlákno je obklopeno cytoplazmatickou membránou, sarkolemou. Na ní se dají pozorovat T-tubuly, což jsou vchlípeniny do nitra svalového vlákna, které umožňují snadnější elektrickou komunikaci mezi sarkolemou, myofibrilami a sarkoplazmatickým retikulem. [1][16] [12]

1.1.2 Mechanismus kontrakce svalového vlákna

Kontrakce příčně pruhované svaloviny je řízena centrální nervovou soustavou. Podstatou kontrakce je vzájemná, kalcium řízená interakce mezi aktinovými a myozinovými filamenti vedoucí k vzájemnému posunu neboli klouzání aktinových a myozinových filament a tím ke zkracování svalu.

Myozinové filamentum je složeno ze dvou těžkých řetězců a ze čtyřech lehkých. Na jedné straně se těžké řetězce obtácejí a vytvářejí chvost, na druhé se řetězce stáčí a tvoří tak dvě hlavy, na které se váží lehké řetězce. Hlavy myozinového filamenta mají oblast, na kterou váží aktinová filamenta. Takto vzniklé těleso generuje malou sílu vedoucí ke vzájemnému klouzání aktinu a myozinu a tak i ke kontrakci svalu. Aktinové filamentum se skládá z aktinu, tropomyozinu a troponinu a tvoří dvojitou šroubovici.

Kontrakci zabraňuje troponin-tropomyozinový komplex tzv. relaxační protein, který je při nízké koncentraci Ca^{2+} iontů vmezeřen mezi aktinová a myozinová filamenta. Naopak po uvolnění Ca^{2+} iontů ze sarkoplazmatického retikula, dochází ke konformační změně v troponin-tropomyozinovém komplexu a je umožněno interakce mezi aktinem a myozinem. Nastává hydrolýza ATP, při které vzniká energie ohýbající hlavičku myozinu vázaného na aktin a tím dochází k hlubšímu zasunutí myozinových filament mezi aktinová filamenta. Po následném navázání ATP na hlavičku myozinu se vazba aktin-myozin zase rozpojí. Při dostatečném množství Ca^{2+} iontů se myozinová hlava znovu naváže na aktinová filamenta a může nastat nový cyklus kontrakce. Jednotlivý cyklus obvykle trvá setinu sekundy.[12][16] [24]

1.1.3 Typy kontrakce svalu

Pokud se bude testovat odezva na jeden akční potenciál motoneuronu v experimentálních podmínkách, sval nám odpoví tzv. svalovým trhnutím. Při něm se sval nejvíce zkrátí asi po 80 ms, celková relaxace pak trvá o několik ms déle [12].

Reálně však, při dostatku Ca^{2+} iontů, po jedné svalové kontrakci nastává okamžitě další. Sled těchto kontrakcí má pak formu tetanického stahu. Síla tetanického stahu je i víc jak trojnásobná než u svalového trnutí.

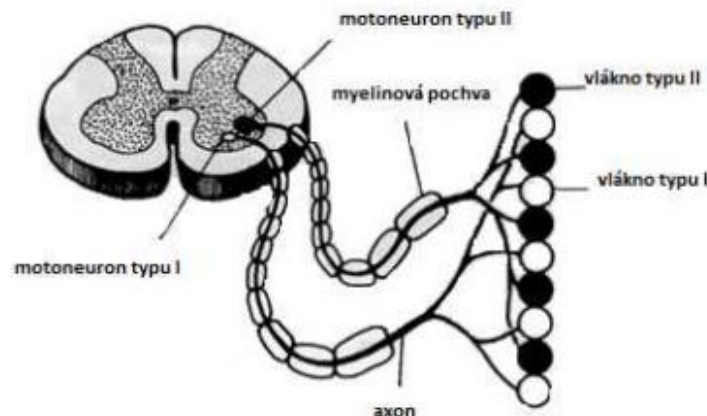
Při tetanické kontrakci se rozeznávají tyto typy stahů:

- Izotonický stah – zůstává stejné vnitřní napětí tzv. tonus svalu, ale mění se délka svalu. U koncentrické kontrakce se sval zkracuje a přitahuje. Sval má větší sílu než závaží, které držíme. U excentrické kontrakce je sice sval kontrahován, ale síla závaží, které držíme je větší než síla svalu a sval se prodlužuje a protahuje.

- Izometrický stah – délka svalu zůstává stejná, ale mění se svalové vnitřní napětí. V praxi je to například výdrž ve vzporu na hrazdě. Sval se tak mnohem rychleji vyčerpá než při stahu izotonickém. [12][24]

1.1.4 Řízení činnosti svalu

Kontrakce svalu je řízena motoneurony, které mají schopnost inervovat svalová vlákna. Axony motoneuronů začínají v míše a mozkovém kmeni a jsou zakončeny v nervově - svalové ploténce, někdy také zvané motorické ploténce. Každé svalové vlákno je obvykle spojeno s míšním motoneuronem právě jednou nervově – svalovou ploténkou. Toto spojení je velmi přesné, obvykle všechny akční potenciály axonu přenesou na akční potenciály sarkolemy. Jeden míšní motoneuron vytváří různé množství nervově-svalových plotének, jednotky až stovky [12]. Uprostřed svalového vlákna se nachází synaptický terminál právě jednoho motoneuronu. Svalová vlákna se ve svalu slučují do svazků s dalšími inervovanými svalovými vlákny a tvoří tzv. motorickou jednotku. Její velikost záleží na typu svalu, můžeme říct, že čím přesnější a rychlejší práci potřebuje sval vykonávat, tím menší motorickou jednotku má např. mimické svaly, svaly dlaně a krku. Na druhou stranu velké svaly jako stehenní nebo zádové mají motorické jednotky řídící několik stovek svalových vláken. [12][16] [24]



Obrázek 3 Motorická jednotka [17]

1.1.5 Typy svalových vláken

U člověka rozeznáváme tři druhy svalových vláken, jeden druh pomalého typu a dva druhy rychlého typu:

- Pomalá vlákna typu I: Vizuálně jsou červenější, mají větší obsah myoglobinu. Mechanická odpověď na jeden akční potenciál trvá poměrně dlouho. Kontrakce

nastává většinou do 75 ms [1]. Nejsou tak schopna produkovat velkou sílu ale jejich výhodou je, že dokáží udržet malé napětí po dlouhou dobu, aniž by se rychle unavila. Inervují je tenčí axony, které vycházejí z menších motoneuronů. Jako příklad se uvádí velké zádové svalstvo, které je potřebné k udržení vzpřímeného postoje po dlouhou dobu.

- Unavitelná rychlá vlákna typu IIB: Jsou světlejší, obsahují méně myoglobinu než pomalá vlákna. Mechanická odpověď na jeden akční potenciál je rychlá, kontrakce nastává od 25 do 50 ms [1]. Můžou nabýt velké síly. Jejich problémem je rychlá spotřeba glykogenu a tedy následná dlouhodobá až několika hodinová regenerace.
- Únavě odolná rychlá vlákna typu IIA: Jejich funkční a mechanické schopnosti jsou stejné jako u vláken typu IIB, pouze s tím rozdílem, že mají dobrou aerobní kapacitu a dokáží únavu překonávat až na několik minut.

Oba typy rychlých vláken se u člověka nachází ve svalech zápěstí a dlaně nebo ve svalech mimických např. okohybných. Většina svalů obsahuje jak pomalá tak rychlá vlákna. Pomalá se obvykle nacházejí v centru svalu a rychlá vlákna na periferii. [1][12]

1.1.6 Obnova svalové tkáně

Bílkoviny svalové tkáně jsou schopny se vyměnit už za pár dnů, to znamená, že během několika měsíců se může obnovit celá molekulární struktura svalu. Obnova svalové tkáně probíhá nepřetržitě a je důležitá k výměně jak již opotřebovaných částí svalové tkáně, tak k obnově metabolického aparátu, což zrychluje svalovou kontrakci, protahuje svalovou výdrž a tím celkově zvyšuje svalovou výkonnost.

Pokud je sval delší dobu nefunkční, nastává atrofie. Sval odbourává opotřebované struktury rychleji, než je stihá obnovovat. Tím dochází k narušení nervového zásobení a svaly přestanou přijímat motorické signály. Pokud se toto zásobení neobnoví do zhruba dvou měsíců, degenerativní změny se začnou objevovat už i v samotných myofibrilách a nemůže tak dojít k dokonalé obnově svalu, svalová vlákna začnou být nahrazována vazivovou a tukovou tkání.

Naopak pokud je sval používán nadměrně, buňky se obnovují, aniž by se stihly opotřebovat, nastává hypertrofie tj. zvětšení objemu jednotlivých buněk, vzácně hyperplazie tj. zmnožení svalových vláken. [12]

1.1.7 Svalová únava

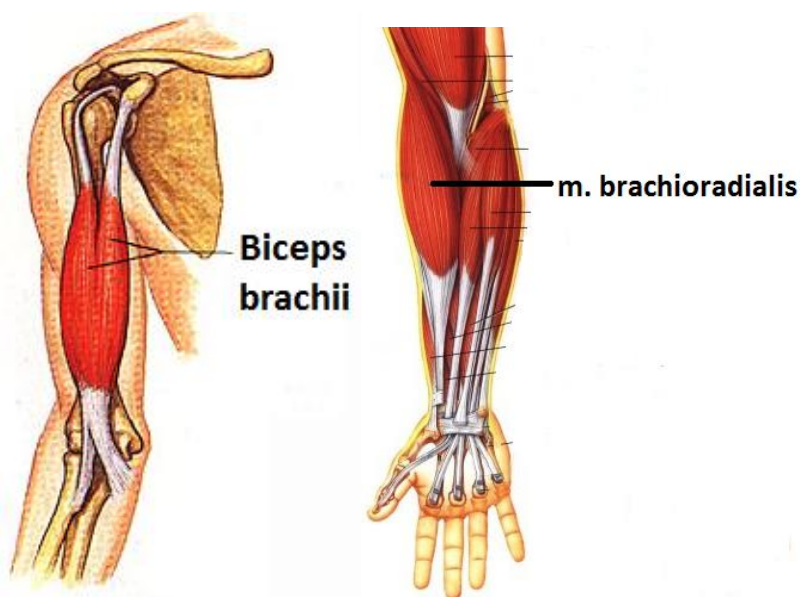
Fyziologicky vzniká svalová únava při intenzivní svalové práci, kdy se v těle hromadí kyselina mléčná, která se pak postupně ze svalu vyplavuje krví. To se projevuje jako svalový třes, křeče, zhoršená koordinace, celková svalová ochablost a únava. Na druhou stranu únava slouží jako ochranný prvek proti nadměrnému vypětí a poškození svalstva.

V normálních případech svalovou únavu vnímáme právě po nadměrné fyzické zátěži, ale máme i různé nemoci, kde se únava projevuje i bez adekvátní námahy. Tyto nemoci mohou být podmíněny jak geneticky (poruchy svalové kontrakce), tak metabolicky (poruchy tvorby ATP).

1.2 Svaly horní končetiny

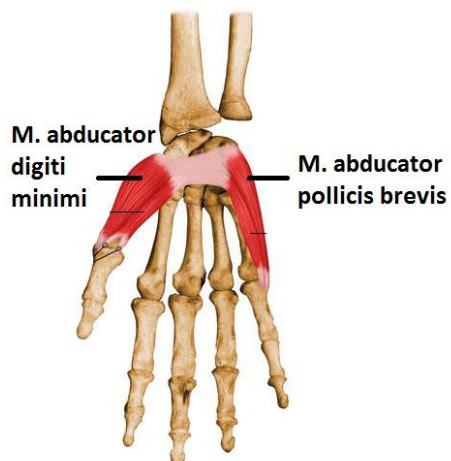
Praktická část bakalářské práce je zaměřena na svaly horní končetiny, proto si uvedeme některé ze svalů, na kterých lze kvalitně změřit povrchové EMG.

- **M. biceps brachii** – dvouhlavý, dlouhý, vřetenitý sval na přední straně paže. Supinuje a flektuje předloktí, jeho aktivita roste se stoupající zátěží. Je inervován nervem musculocutaneus.
- **M. brachioradialis** – dlouhý a mohutný sval na palcovém okraji předloktí. Provádí flexi loketního kloubu a také silovou flexe předloktí u zvedání těžkých předmětů. Je inervován nervem radialis.



Obrázek 4 M. biceps brachii a m. brachioradialis [7]

- **M. abductor pollicis brevis** – plochý a povrchově uložený sval tenaru. Funguje jako dotahovač palce a podporuje jeho opozici. Je inervován nervem medianus.
- **M. abductor digiti minimi** – uložen na malíkové straně dlaně. Funguje jako odtahovač malíku. Je inervován nervem ulnaris. [7][19]



Obrázek 5 M. abductor digiti minimi a m. pollicis brevis [7]

2 Rehabilitace horní končetiny

Podle světové zdravotnické organizace je rehabilitace metoda zahrnující všechny prostředky, které směřují ke zmírnění tíže omezujících a znevýhodňujících stavů. Dále umožňuje zdravotně postiženým nebo handicapovaným osobám dosáhnout sociální integrace. Z toho vyplývá, že rehabilitace je komplexní proces, po kterém by měl být pacient schopný zapojit se do dějů plnohodnotného života.[13]

2.1 Léčebná rehabilitace

Léčebná rehabilitace je základní medicínský obor. Je založena na diagnóze poranění postižené části těla a jejím cílem je stanovení a provádění terapeutických metod, které umožní regeneraci organismu a odstranění následků poranění v co nejkratší době. Po její aplikaci by mělo dojít k zlepšení stavu pohybového aparátu, což ovlivní bolestivost těla. Měla by napomoci k snížení svalové únavy a zlepšit i paměťové schopnosti. U rehabilitace je důležité nejen stanovení diagnózy a přesného plánu terapie, ale také spolupráce a zájem pacienta na zlepšení jeho zdravotního stavu. Podle metod, které léčebná rehabilitace využívá, rozeznáváme kinezioterapie (léčba pohybem), fyzikální terapii (cílené působení fyzikální energie na organismus) a ergoterapii (léčba prací). Praktická část bakalářské práce se zabývá kinezioterapií, proto je podrobněji popsána v následující podkapitole. [4][18]

2.1.1 Kinezioterapie

Jak již bylo výše napsáno, je to léčebná technika zaměřená na rehabilitaci těla pohybem. Řadí se mezi hlavní metody léčebné rehabilitace. Stanovuje speciální rehabilitační cviky, které umožňují rozhýbání postižených částí. Včasný začátek rehabilitace může zabránit řadě komplikací. Začátek terapie musí být však vždy konzultován s lékařem a musí být brát zřetel na přesnou diagnózu a aktuální stav pacienta, jeho fyzickou a psychickou únavu. Průběhu terapie se zaměřen na uvolnění a zvětšení rozsahu pohybu ztuhlého kloubního pouzdra. Důležitým prvkem kinezioterapie je posílení svalových skupin postižené části těla. Důraz se klade na dodržení kroků protažení – posílení – protažení svalstva. Cílem je dosažení správných pohybových stereotypů postižené osoby. [4]

2.2 Rehabilitační pomůcky

V této podkapitole jsou ukázány pomůcky, které jsou použity v navrženém experimentu bakalářské práce. Těmi jsou powerball a posilovací kolečko. Uvedena je pouze ukázka rehabilitačních pomůcek, správné zacházení a detailní průběh cvičení je popsán v kapitole vlastního měření.

2.2.1 Powerball

Powerball je posilovací pomůcka, zaměřena na posílení a rehabilitaci zápěstí, předloktí, bicepsu, tricepsu, ramene a může sloužit i k zlepšení stisku a koordinace prstů. V této bakalářské práci bude použit právě pro rehabilitaci a posílení svalů zápěstí a předloktí. Powerball využívají sportovci zaměřeni na tenis, hokej, jízdu na kole, golf. Tato pomůcka může pomoci i hudebníkům na strunné či klávesové nástroje. Slouží také jako možný způsob regenerace zápěstí po dlouhé práci s myší u počítače a tudíž i jako prevence proti syndromu karpálního tunelu. [3]

Powerball funguje na principu gyroskopu, v základní kouli tvořící powerball je uložen plastový rotor, po jeho roztočení je vnitřní osa prostorově stabilní a klade odpor proti změně své pozice. Tento odpor je větší, čím rychleji se powerball otáčí. Rotor se může točit rychlostí až 14 000 otáček za minutu a proti ruce dokáže působit silou až 16 kg. [3]



Obrázek 6 Rehabilitační pomůcka powerball [3]

2.2.2 Posilovací kroužek

Posilovací kroužek se vyrábí z gumy různé tuhosti. Střední tuhost mohou použít začátečníci, pro pokročilé jsou v nabídce kroužky více tuhé. Nejčastěji je kroužek o průměru 9 cm. Je určen k posílení prstů a svalů zápěstí a předloktí a také pro zahřátí svalů před určitým výkonem. Lze jej použít i jako relaxační a antistresovou pomůcku. Stejně jako powerball, je kroužek využíván v mnoha sportovních odvětvích pro posílení svalstva zápěstí a předloktí. Jeho použití je velice jednoduché, kroužek se pouze mačká co největší silou zvolenou frekvencí a délkou doby cvičení. Největší výhodou této posilovací pomůcky je její skladnost, není tedy problém ji kdekoli použít.



Obrázek 7 Rehabilitační pomůcka posilovací kroužek

3 Elektromyografie

Elektromyografie, zkráceně též EMG, se řadí mezi elektrofyziologické metody, které využívají excitability svalové a nervové tkáně a registrují známky bioelektrické aktivity svalů. Díky těmto metodám se mohou měřit, zaznamenávat a posléze hodnotit funkční vlastnosti motorického systému, což je využíváno zejména v klinické neurologii a při diagnostice svalových a nervových poruch.

3.1 Historie

Za vznik elektromyografie se vděčí rozvoji v oblasti neurofyziologie. Ten začal v roce 1838, kdy italský fyzik Carlo Matteucci, jako první dokázal, že svaly při kontrakci produkují elektrický proud. Na jeho práci navázal německý lékař Hermann von Helmholtz, který při měření rychlosti nervového vedení registroval i mechanickou odpověď svalu na nervové podráždění.

Jako počátek elektromyografie samotné se může považovat experiment Francouze Du-Bois-Reymonda z roku 1851, kdy za pomoci skleněných elektrod naplněných elektrolytem, pozoroval elektrickou odpověď svalu po kontrakci. Na přelomu století pak vědci zjistili, že elektrické impulsy se přenáší do svalu přes motorické ploténky a svalovou aktivitu pak popsali jako opakované akční potenciály. Největší rozmach klinické elektromyografie přineslo v roce 1929 použití jehlových elektrod, které umožnilo sledování elektrické aktivity jednotlivých nebo malých skupin svalových vláken a následné objevení nejrůznějších EMG fenoménů. Celkově se ve 20. století elektromyografie zdokonalila natolik, že se stala plnohodnotnou lékařskou vyšetřovací technikou. [11]

3.2 EMG signál

Amplitudy EMG signálu jsou od $20\mu\text{V}$ do 30mV , záleží na tom, zda jsou použity elektrody povrchové nebo vpichové. Při použití elektrod povrchových je signál sumací z více motorických jednotek a vypovídá o rozsáhlé elektrické aktivitě svalu, na rozdíl u vpichových elektrod, které snímají a udávají signál pouze z jedné motorické jednotky.

Frekvenční oblast signálu z povrchových elektrod se pohybuje od 10 Hz až do 500 Hz, kde za hlavní frekvenční pásmo uvažujeme oblast od 20 Hz do 250 Hz. Při použití vpichových elektrod sahá frekvenční oblast až k 3000 Hz

Složkou EMG signálu je vždy také šum a to zejména při použití povrchových elektrod. Rozeznáváme šum elektromagnetický, který je v oblasti 50 Hz a vzniká v komunikačních přístrojích. Druhým typem šumu jsou pohybové artefakty, které vznikají pohybem kabelů a nachází se v nízkofrekvenční oblasti 0-25 Hz. [14] [21]

3.3 Elektrody

K snímání EMG signálu je zapotřebí elektrod, což jsou snímače, které umožňují spojení mezi organismem a vstupem elektromyografu. Aby byla jejich funkčnost co nejlepší, musí se uchovávat v suchu a čistotě. Dalším důležitým opatřením je vždy očistit a odmastit část kůže, kam bude elektroda aplikována, aby se snížil odpor kůže. [8][11]

V praxi se elektrody dělí na několik druhů a to podle způsobu použití nebo jejich funkce.

Rozdělení elektrod podle způsobu použití:

- 1) **Povrchové** – snímají signál z velkého množství motorických jednotek. Jsou neinvazivní, tudíž metoda vyšetření pomocí těchto elektrod je pro pacienta téměř bezbolestná. Povrchové elektrody se dále dají dělit na suché nebo plovoucí. Plovoucí elektrody pro interakci s kůží používají elektrolyt tzv. vodivou pastu. Jelikož organismus je vodič druhé třídy (vedení elektrického proudu je zprostředkováno ionty) a spojení elektrody se vstupem je vodič první třídy (vedení elektrického proudu zprostředkovávají volné elektrony) musí se tedy počítat, že přechod elektroda – tkáň, kdy dochází ke změně typu vodivosti z elektronové na iontovou, může negativně ovlivnit snímání signálu. Proto jsou ve světě nejrozšířenější elektrody typu Ag –AgCl, u kterých je riziko ovlivnění signálu nejmenší. [8][11][14]



Obrázek 8 Povrchové elektrody [20]

- 2) **Podpovrchové** – Dělí se na elektrody jehlové nebo implantabilní. Jsou spojeny přímo s tkání a snímají signál z jednotlivé motorické jednotky. Výhodou je nízký objem tkáně mezi elektrodou a zdrojem signálu a nevelké podráždění okolních struktur. Jehlové elektrody jsou tenké jehly s přívodním kabelem. Rozeznávají se elektrody monopolární, kde je v dutině elektrody několik vodičů, končících různě hluboko, tudíž je možné registrovat mnoho signálů z velmi malého místa. U bipolárních elektrod je v dutině elektrody pouze jeden vodič. [8][11][12]



Obrázek 9 Jehlová elektroda a přívodní kabel [20]

Rozdělení elektrod podle jejich funkce:

- 1) **Stimulační** - Jejím úkolem je vybudit aktivitu u daných nervových drah. Mají dva póly, pozitivní anodu a negativní katodu, které jsou od sebe vzdáleny 2-3 cm. Rozšířenější jsou povrchové elektrody. [10]
- 2) **Registrační** - Jsou to kovové kruhové nebo čtvercové a obdélníkové disky. Aktivní elektroda je umístěna na břišku svalu, který chceme snímat. Referenční elektroda slouží jako druhý vstup zesilovače a je umístěna tam, kde se snímaný sval upíná ke kosti. V blízkosti těchto elektrod se umísťuje zemnicí elektroda. [10][11]

3.4 Metody snímání EMG signálu

Jak již bylo naznačeno v předchozím odstavci, elektrody se dají rozlišit na dva hlavní typy, podle kterých se dále rozeznávají dvě techniky EMG vyšetření.

3.4.1 Jehlová elektromyografie

Je prováděna pomocí vpichových (jehlových) elektrod, které jsou vnořeny do svalu. Je to tedy invazivní metoda, jejímž úkolem je změření akčních potenciálů jednotlivých motorických jednotek. Ty se můžou dále porovnávat s věkovými normami. Metoda se používá zejména u diagnostiky nervosvalových onemocnění. [11][14]

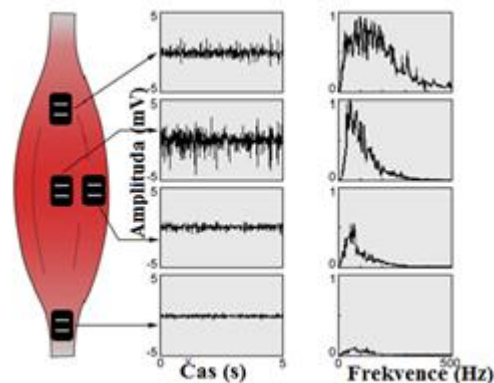
3.4.2 Povrchová elektromyografie

Toto elektromyografické vyšetření je prováděno pomocí povrchových elektrod. Je to metoda neinvazivní, tudíž pro pacienta naprosto bezbolestná. Vyšetření neposkytuje informace o akčním potenciálu jedné motorické jednotky, ale může se z něj zjistit rozsáhlejší elektrická aktivita svalu. Snímá signál z větší plochy než je u elektromyografie jehlové.

Snímání EMG signálu pouze s jednou elektrodou je velmi nepřesné, je zde možnost registrace i okolní svalové aktivity. Proto se nejčastěji využívá snímání bipolární za pomoci dvou elektrod. [11][14]

3.5 Lokalizace elektrod

Umístěním elektrod se může ovlivnit amplituda a frekvence signálu. Snímací (záporná) elektroda, by se neměla umísťovat na vnější stranu svalu, protože by pak mohla registrovat i aktivitu z jiných svalů. Proto je vhodné ji umístit na střed bříška svalu, kde je možné registrovat největší amplitudy signálu. Záporná referenční elektroda se pak umísťuje na konec svalu. Zemnicí elektroda je pro umístění nejkomplicovanější, mělo by se vycházet z předpokladu umístění elektrody tak, aby měla co nejmenší odpor a tím bylo zajištěno nízké rušení snímání. Častým místem na horních končetinách je zápěstí. [14]



Obrázek 10 Závislost amplitudy na umístění snímacích elektrod [23]

3.6 Zpracování EMG signálu

Aby bylo dosaženo EMG signálu vyhlazeného a vhodného pro vyhodnocení, je potřeba jej zpracovat několika kroky. Prvním z nich je použití dvoupásmového filtru, kterým se odstraní frekvence vyšší než 500Hz a nižší než 20Hz. Také je nutno odfiltrovat frekvence 50Hz pro Evropu a 60Hz pro USA, což jsou frekvence střídavého elektrického napětí. Je množné, že tento krok byl již proveden hardwarově.

Pro zpracování EMG signálu je dalším možným postupem rektifikace. To je matematická úprava signálu, který osciluje nad a pod bazální linií, převedením signálu do absolutních hodnot. Může se využít například k výpočtu průměrné či mediánové velikosti signálu nebo je jedním z kroků pro získání integrovaného EMG.

V posledním kroku jsou vyhlazeny amplitudy EMG například jejich zprůměrováním. [5]

4 Systém BIOPAC

Studentská laboratoř Biopac je ucelený systém, který obsahuje hardware i software umožňující studentům nahrávat signály jak z vypreparovaných tkání, tak i ze živých zvířat a především i z lidského těla. Nejvíce se využívá k měření elektrické aktivity srdce (EKG), mozku (EEG), oka (EOG) a svalů (EMG). [2]

4.1 Potřebné vybavení

Hlavní součástí Studentské laboratoře BIOPAC, se kterou se pracuje v praktické části, je akviziční jednotka MP 35, což je hardware, který má v sobě zabudovaný mikroprocesor umožňující zpracování naměřených analogových dat do digitální podoby a jejich přeposlání do počítače k dalšímu zpracování. Tento přenos systém MP 35 – počítač probíhá na rozhraní USB.

Samozřejmostí je mít nainstalované Biopac Student Lab softwarové vybavení a dále mít k dispozici povrchové elektrody a k nim sadu kabelů (SS2L). [2][23]



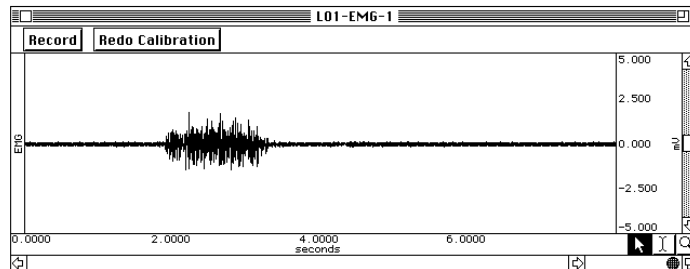
Obrázek 11 Akviziční jednotka MP 35 [2]

4.2 Postup přípravy měření

Před začátkem samotného měření na dobrovolnících, se musí dodržet určité kroky ke správné přípravě přístroje:

- 1) Upevnit sadu kabelů do akviziční jednotky do kanálu 3.
- 2) Přiložit elektrody podle pravidel popsanych v druhé kapitole a k nim připevnit svorky kabelů SS2L. Každá svorka je barevně označena a musí se dbát na jejich připevnění ke správným elektrodám.

- 3) Po těchto krocích se může Biopac Student Lab zapnout a je nutné vytvořit nový soubor v knihovně.
- 4) K dosažení kvalitních výsledků z měření, se musí systém nakalibrovat. Stiskne se tlačítko Calibrate a testovaná osoba zatne sval, kalibrace bude automaticky ukončena. Je charakteristická křivkou na Obrázku 12.



Obrázek 12 Ukázka správné kalibrace [23]

- 5) Nyní se může začít s měřením dat.[23]

5 Vlastní měření

Tato bakalářská práce je na téma efektivita rehabilitace horní končetiny. Proto je praktická část zaměřena na m. brachioradialis, neboli česky sval vřetenní, který se řadí mezi nejsilnější svaly předloktí. Je to dlouhý sval táhnoucí se po celé laterální straně předloktí. Začíná na zevní hraně pažní kosti a po průchodu celým předloktím přechází ve šlachu, která se napojuje na dolní konec vřetenní kosti. Tento sval je nejvíce používán a posilován zdviháním těžkých předmětů nebo vykonáváním určitých sportů např. volejbal, tenis, házená, kulturistika a mnoho dalších. Právě při nadměrné zátěži však může být sval jednoduše natažen, což způsobuje poměrně velké bolesti a problémy s realizováním daných sportů. V této situaci pomůže naprostý odpočinek s téměř nulovou zátěží pro vřetenní sval po dobu několika týdnů. Čas na regeneraci svalu je velmi individuální, záleží na subjektivním pocitu zraněné osoby. Po takovém výpadku z běžného nasazení nebo právě při nevykonávání žádné ze speciálních sportovních aktivit zmíněných výše, je sval m. brachioradialis oslaben.

Právě na oslabeném m. brachioradialis je postaveno měření v praktické části bakalářské práce. Srovnává se elektrická aktivita tohoto svalu u různých skupin osob a vliv cvičení na posílení svalu.

5.1 Protokol

Měření se zúčastnilo 8 žen ve věku 21 – 22 let, všechny pravačky. Jedno stejné pohlaví bylo vybráno z důvodu menší pravděpodobnosti zanesení chyb vzniklých při měření odlišných skupin. Všechny zúčastněné ženy měly sval m. brachioradialis oslaben na obou nebo jen levé měřené ruce. U všech jedinců se pomocí povrchových elektrod a systému BIOPAC změřil a zpracoval signál z m. brachioradialis na levé ruce. Osoby s oslabeným svalem se pak rozdělily do dvou skupin po čtyřech členech, jedna dělala s rukou cviky pomocí powerballu, druhá skupina použila ke cvičení posilovací kroužek. Osoby prováděly speciálně určené cviky, které jsou podrobně popsány v samostatné kapitole (5.2.1), po dobu sedmi týdnů (4 týdny je doba, lékaři stanovená, jako postačující pro rozhýbání ztuhlého svalstva předloktí [26]). Celková doba experimentu byla rozdělena na tři týdny cvičení, týden pauzy pro regeneraci posilovaných svalů a další tři týdny cvičení. U obou skupin se tedy EMG signál v průběhu testování proměřil celkem třikrát: před začátkem testování, po třech týdnech cvičení a na konci celého experimentu po sedmi týdnech cvičení. Výsledkem je zhodnocení zda mělo cvičení vliv na posílení a rehabilitaci svalu, srovnání efektivity obou použitých posilovacích pomůcek a rozbor celkové doby cvičení na posílení předloktí.

5.1.1 Průběh měření

Jak již bylo zmíněno výše, měření proběhlo za pomoci systému BIOPAC s akviziční jednotkou MP 35. Do kanálu jedna se připojil dynamometr a do kanálu tři sada kabelů pro elektrody. Poté se akviziční jednotka zapojila a zapnul se i program Biopac Student Lab, kde se nastavily parametry měření, vzorkovací frekvence 1000 Hz, šířka pásma 5 – 500 Hz, jednotka měření síly [kg]. V dalším kroku byla testovaná osoba seznámena s průběhem měření a byly na ni připevněny elektrody. Úkolem testované osoby bylo co největší možnou silou stisknout dynamometr levou rukou a při této maximální síle se snažit setrvat a vyvíjet ji po dobu jedné minuty.



Obrázek 13 Zapojení elektrod

5.1.2 Celková doba experimentu

Celková doba experimentu trvala 7 týdnů. 1. měření proběhlo na začátku experimentu, kdy figuranti ještě neprováděli navržené cvičení. Po třech týdnech posilování proběhlo 2. měření a finální 3. měření se uskutečnilo na konci experimentu po sedmi týdnech cvičení.

5.1.3 Evidenční karta

Před začátkem měření všechny testované osoby ze skupiny vyplnily stručnou kartu, kde byly zaznamenány důležité parametry jako identifikační číslo zkoumané osoby, věk, váha, měřená ruka (zda se jedná o pravou či levou ruku), dosavadní problémy s předloktím a předešlá aktivita prováděná s rukou (zda má osoba oslabený sval z důvodu zranění, přetažení ze sportu či z jiné aktivity). Ukázka karty je v příloze A.

5.2 Popis cvičení

Testované osoby v průběhu sedmi týdnů prováděly speciální cviky s powerballem a posilovacím kroužkem. V průběhu celého cvičení bylo důležité dodržet určité kroky (viz. obsah této podkapitoly) s kterými byly osoby obeznámeny.

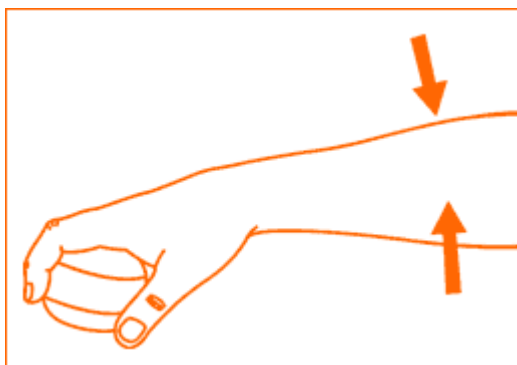
5.2.1 Cviky s powerballem

S powerballem bylo nutné cvičit každý den po dobu deseti minut. Základem byla správná pozice testované osoby a správný úchop powerballu při cvičení. Testovaná osoba si sedla na židli nebo na zem s měkkou podložkou, vždy však s narovnanými zády a uvolněnými trapézovými svaly. Levou rukou uchopila powerball a předpažila ji. Při této pozici ruky bylo nejvíce namáháno právě svalstvo předloktí. [3]



Obrázek 14 Správná pozice s powerballem v sedě na zemi (vpravo) a na židli (vlevo).

Cvičící osoba powerball dlaní pevně stiskla a začala zápěstím provádět rotující pohyby, tak aby byl powerball udržen v pohybu. Při tom se snažila držet pevné a rovné zápěstí tak, aby byla všechna síla pohybu převedena na svalstvo předloktí.



Obrázek 15 Správný úchop powerballu s ukázkou působících sil [3]

Cvičení bylo po dobu sedmi týdnů rozděleno do pěti etap:

1. První týden: Cvičící osoba není zvyklá na práci s powerballem a ani svalstvo není adaptováno na tento typ námahy. Proto je první týden brán jako seznamovací. Testovaná osoba cvičí po dobu deseti minut, ale aktivitu s powerballem provádí vždy jen jednu minutu, poté si dvě minuty odpočine a celý cyklus se opakuje. Cvičení s powerballem je tedy celkově prováděno pouze po dobu čtyř minut.
2. Druhý týden: Cvičenec i skupina svalů by už měly být lépe zvyklé na daný druh práce, proto se aktivita prováděná s powerballem zvyšuje. Powerball je v pohybu po dobu dvou minut, až poté nastává dvou minutová pauza. Cvičení s powerballem se sice provede jenom třikrát oproti předešlým čtyřem opakováním, ale je náročnější, protože svaly předloktí pracují delší dobu v kuse a při tom se jim dostane stejného odpočinku jako v 1. týdnu (bod 1).
3. Třetí týden: Aktivita je zvýšena na maximum, podle individuálních možností cvičící osoby. Cvičící osoba musí udržet powerball v pohybu po co nejdelší možnou dobu. Důležité je, aby byla delší než dvě minuty v týdnech předešlých. Poté nastává minutová pauza, po které testovaná osoba musí námahu zopakovat. Cvičení trvá opět 10 minut, je už však na cvičící osobě, kolik cyklů provede.
4. Čtvrtý týden: Je věnován regeneraci. Ke svalovému růstu dochází dalších 4-5 dnů po fyzické aktivitě a regenerační procesy ve svalových vláknech probíhají ještě 14 dní po fyzické námaze. [25] Proto daná pauza prospěla k regeneraci předloketního svalstva a neměla by mít vliv na ochabnutí svalové skupiny.
5. Pátý až sedmý týden: Po týdenní regeneraci se přistupuje k formě cvičení z týdnu třetího, tj. bod 3.

5.2.2 Cviky s posilovacím kroužkem

Princip cvičení s kroužkem je velmi podobný jako cvičení s powerballem. Cvičící osoba opět posiluje s kolečkem po dobu deseti minut. Základní pozice cvičence je stejná s tím rozdílem, že v předpažené ruce nedrží powerball, ale posilovací kroužek. Ten drží pevně a dlaní ho stlačuje do rytmu písničky Stayn alive od Bee Gees, ta byla testovaným osobám puštěna na úvodním měření, aby měly představu o správné frekvenci stlačování. Cviky s posilovacím kroužkem byly rozděleny opět do tří etap, stejných jako u powerballu, ale místo kroužení s powerballem, cvičenec po dobu zmíněnou výše stlačuje posilovací kroužek. Cvičení bylo navrženo na stejném principu pro možnost srovnání výsledků.



Obrázek 16 Správný sed s posilovacím kroužkem na židli (vlevo) a na zemi (vpravo)

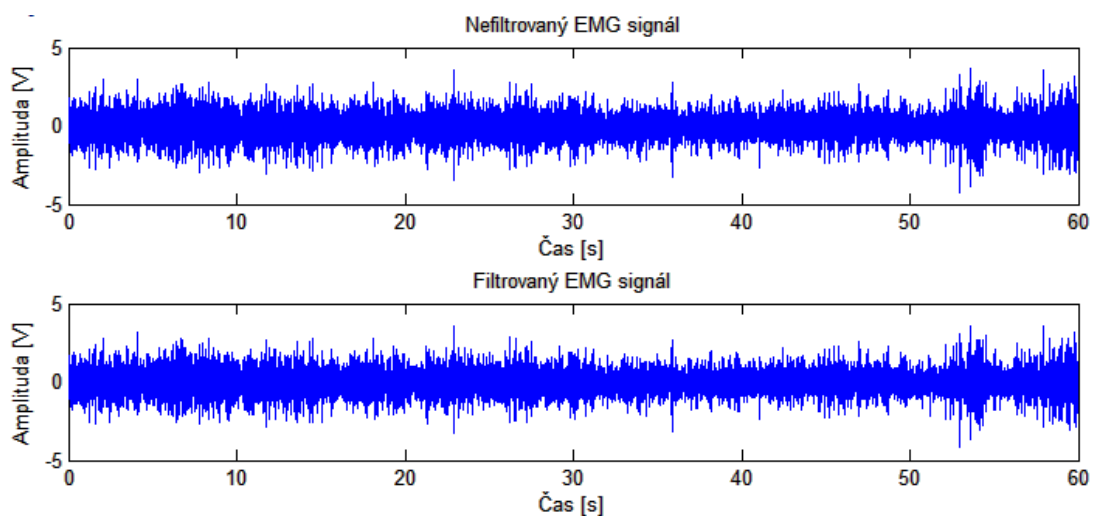
5.2.3 Protážení

Důležitým prvkem, který je společný pro oba typy cvičení, jak s powerballem, tak s posilovacím kroužkem je protážení. To se provádí, jak před začátkem daného cvičení – pro správné zahřátí svalstva, tak po zakončení cvičení, právě pro protážení, aby nedošlo k natažení svalů po vykonané práci. Protážení se provede několika kroužky zápěstí na obě strany a poté cvičící osoba rotuje zápěstí namáhané ruky a rukou druhou jej protlačuje, celá paže kromě zápěstí je napnutá. Záleží na subjektivním pocitu cvičence, který musí najít pozici, kde cítí tahovou bolest v používaném svaly. Důležité však je, aby bolest nikdy nebyla nepříjemná.

6 Zpracování parametrů

6.1 Filtrace signálu

Před zpracováním jednotlivých parametrů, vhodných pro vyhodnocení navrhnutého experimentu, proběhla filtrace síťového rušení a pohybových artefaktů ze signálu. Síťový brum se vyskytuje na frekvencích 50 Hz, byl odstraněn filtrem FIR typu pásmová zádrž. Pohybové artefakty byly filtrovány opět pomocí filtru FIR typu horní propust, s mezní frekvencí 18 Hz (mezní frekvence typické pro odstranění pohybových artefaktů jsou 10 – 20 Hz [8]). Výsledek filtrace je ukázán na obrázku 17.



Obrázek 17 Zobrazení nefiltrovaného a filtrovaného signálu

6.2 Integrované EMG

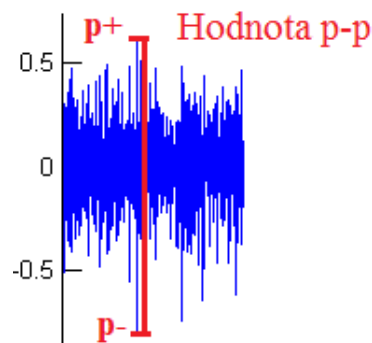
Dalším parametrem vhodným pro vyhodnocení naměřených výsledků je integrované EMG, které je ukazatelem dynamické aktivity signálu neboli energie stahu. Energie je závislá na čase, udává se tedy v jednotkách V/s. Měřený signál se rektifikuje, tj. jeho hodnoty jsou převedeny jen do hodnot kladných pomocí funkce abs. Následně se plocha pod křivkou vypočítá pomocí příkazu trapz a vydělí 60 - ti, aby byla hodnota vztažená na sekundy.

6.3 Amplitudy signálu

Důležitým ukazatelem aktivity svalového stahu je velikost jeho amplitudy, která ukazuje na množství zapojených motorických jednotek. Se zvyšující se velikostí síly, dochází také ke zvýšení amplitudy EMG signálu.

Pro zpracování velikosti amplitud v měřených signálech byla použita detekce maximální amplitudy stahu. Zkoumaný stah trvá 60 sekund, což je poměrně dlouhá doba na vyhodnocení jen jedné maximální amplitudy (je možné, že se jednalo pouze o odlehlou hodnotu). Proto byl signál rozdělen na 512 úseků, v každém z něj byla detekovaná lokální maximální amplituda a až z nich následně zprůměrováním vypočtena výsledná hodnota. Parametr, s kterým se dále pracuje, tedy není maximální velikost jedné amplitudy, ale průměr maxim z každého úseku.

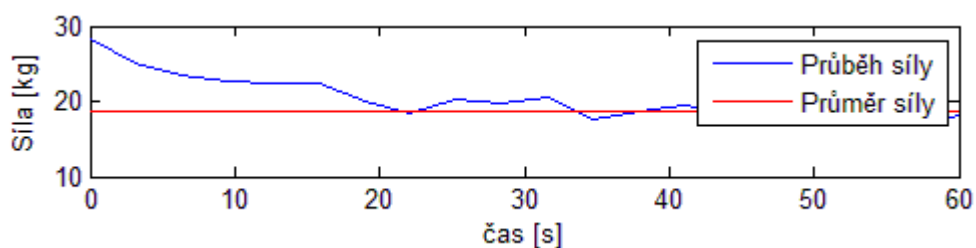
Jelikož EMG signál zasahuje stejnou měrou jak do kladných, tak do záporných hodnot, s velikostí amplitudy se pracovalo jako s hodnotou špička – špička, neboli peak to peak.



Obrázek 18 Ukázka hodnoty peak to peak ve voltech

6.4 Průběh síly

Síla byla měřena pomocí dynamometru v jednotkách kg. Znázorňuje, jak silným stiskem působila měřená osoba na dynamometr v průběhu šedesáti sekund. Naměřený signál z dynamometru byl rozdělen do dvaceti úseku a poté pomocí plovoucího okna zprůměrován, tím se docílilo lépe čitelného a zpracovatelného průběhu síly. Se silou se dále pracuje jako s průměrnou hodnotou z celého jednoho průběhu.

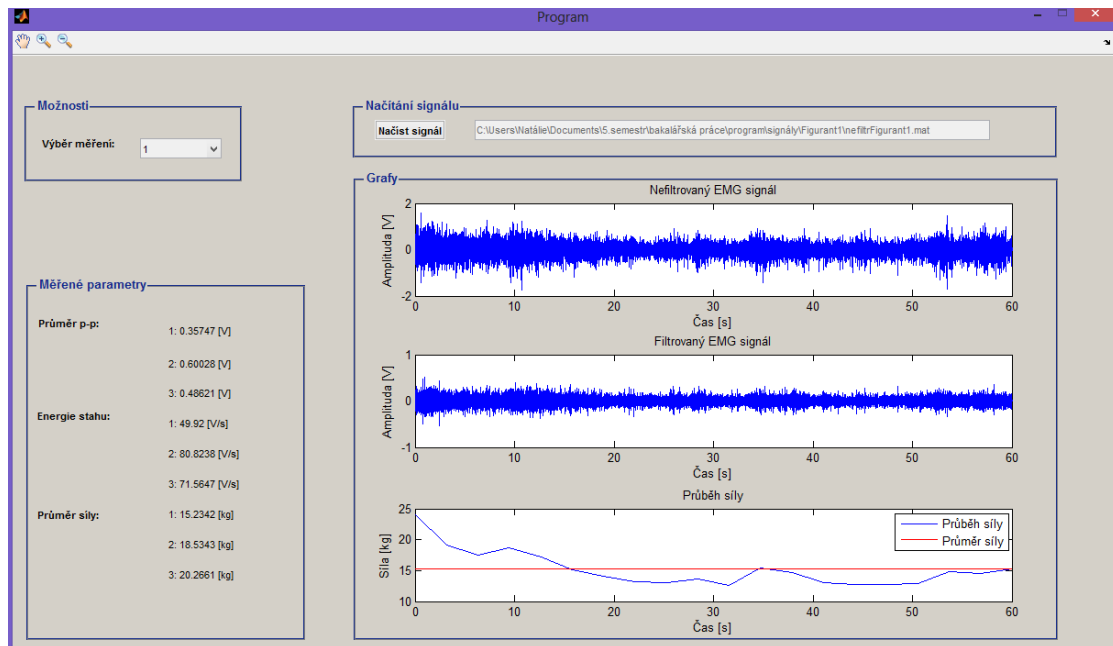


Obrázek 19 Vyhlazený průběh síly a její průměr

Pro lepší srovnání jednotlivých měření v průběhu experimentu jsou jednotlivé průměrné hodnoty síly normalizovány podle průměru síly z třetího měření a až pak srovnány. Výsledky z 1. a 2. měření jsou vyděleny právě průměrnou silou z měření třetího, té se pak přiřadí hodnota 1.

6.5 Grafické prostředí GUIDE

Pro zjednodušení načítání naměřených signálů a přehlednější prezentaci parametrů, které byly zmíněny v předešlých podkapitolách, byl vytvořen program v grafickém prostředí GUIDE MATLAB. Vzhled hlavního okna (po načtení signálu) vytvořeného programu je ukázán na obrázku 20. Jsou zde vidět čtyři hlavní sekce. První z nich je *Načítání signálu*, které uživateli po stlačení tlačítka umožňuje vybrat signál libovolného figuranta. Po načtení signálu se v okně *Měřené parametry* automaticky zobrazí vypočtené hodnoty pro všechna tři měření provedená na jednom figurantovi. Jmenovitě to je průměr $p - p$ (průměr peak to peak - maximálních hodnot amplitud), energie stahu a průměr síly. Číslo před vypočtenou hodnotou značí číslo měření. Dalšími prvky, které se zobrazí po načtení signálu, jsou grafy jednotlivých měření. Konkrétně je to signál EMG nefiltrovaný, vyfiltrovaný a průběh vyhlazené síly s vyznačenou průměrnou hodnotou. Vykreslení grafů pro dané měření je možné zvolit v okně *Možnosti*, kde se pouze vybere číslo měření. Součástí hlavního okna je také lišta v horní části, která obsahuje prvky pro manipulaci s vykreslenými grafy, tj. zvětšení, zmenšení a ruku pro pohybování.



Obrázek 20 Ukázka hlavního okna programu po načtení signálu (Figurant1)

6.6 Funkce

Všechny výše popsané parametry jsou zpracovány v programu Matlab, uložené do souborů a k dispozici v elektronické příloze. Příloha obsahuje grafické prostředí (*Program.fig*), funkci pro filtraci a zpracování parametrů (*Filtrace.m*), dále funkci pro vykreslení grafů v grafickém prostředí (*Vykresleni.m*) a složku s naměřenými signály ve formátu pro Matlab (např. *NefiltrFigurant1.mat.*). Kde figuranti 1 - 4 reprezentují naměřené signály osob posilujících s powerabblem a figuranti 5 - 8 osoby cvičící s posilovacím kolečkem. Celý program se spouští pomocí funkce *Program.m* Program byl vytvořen ve verzi MATLAB R2012b.

7 Vyhodnocení parametrů

V této kapitole jsou vyhodnoceny výsledky z provedeného experimentu a to podle parametrů, již zmíněných v kapitole 6, průměr maximálních hodnot amplitud, energie stahu a průměr síly. Je zde vyhodnocený vliv navrženého cvičení na posílení svalu, srovnání cvičení s powerballem se cvičením s posilovacím kroužkem a závislost jednotlivých vyhodnocovacích parametrů celkové době cvičení.

7.1 Studentův párový t-test

Pro srozumitelné vyhodnocení výsledků bylo použito statistické parametrické metody Studentův párový t-test. Studentův t-test je jednou z nejčastějších vyhodnocovacích metod. Principem je porovnání rozdílů dvou středních hodnot a podle významnosti jejich rozdílů posouzení, zda byl navržený experiment účinný. [6] [27]

Párový t-test se aplikuje v případě, kdy se u skupiny jedinců provádí dvě měření (před experimentem a po experimentu). Hodnoty z měření jedna a dva jsou u každého jedince párové a testujeme na nich hypotézu, že se střední hodnoty před a po experimentu rovnají, $\mu_1 = \mu_2$, kde μ reprezentuje střední hodnotu. [6]

Pro výpočet párového t-testu se musí provést několik kroků. Nejprve se vypočítají rozdíly párových hodnot. První hodnota se tedy označí x_{i1} a druhá x_{i2} , výsledný soubor x_i se získá jednoduše:

$$x_i = x_{i2} - x_{i1} \quad (7.1)$$

Ze zjištěných rozdílů se vypočítá aritmetický průměr, kde N je počet figurantů:

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \times \int_{i=1}^N x_i \quad (7.2)$$

Dalším důležitým pojmem je počet stupňů volnosti, který ukazuje na počet nezávislých veličin a je určen podle vzorce:

$$v = N - 1 \quad (7.3)$$

Nyní se již může vypočítat rozptyl podle vzorce:

$$\overline{s^2} = \frac{\sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}{v} \quad (7.4)$$

Dalším krokem je výpočet směrodatné odchylky:

$$s = \sqrt{\frac{s^2}{N}} \quad (7.5)$$

Posledním výpočtem, který je potřebný vypočítat před ověřováním hypotéz, je testovací kritérium testu:

$$t = \frac{|\bar{x}|}{s} \quad (7.6)$$

Nyní je možné přistoupit k ověřování hypotéz, ty jsou definovány jako nulová hypotéza $H_0: \mu = 0$ (rozdíl hodnot je nulový) a alternativní hypotéza $H_1: \mu \neq 0$ (rozdíl hodnot nulový není). Zvolí se hladina významnosti alfa, na které jsou hypotézy ověřovány. Pro biologická data je to nejčastěji $\alpha = 0,05$ nebo $\alpha = 0,01$, které udávají 95% nebo 99% pravděpodobnost správného rozhodnutí. [27] Následně se porovná vypočtená hodnota testovacího kritéria s tabulkovou kritickou hodnotou Studentova t-rozdělení. Pokud je testovací hodnota menší než kritická, nulová hypotéza se potvrzuje, pokud je naopak větší, nulová hypotéza se zamítá a je přijata hypotéza alternativní.

Shrnutí celkového výpočtu:

1. Vypočítají se jednotlivé parametry podle vzorců (7.1 – 7.6).
2. Je definováno znění hypotéz a určena hladina významnosti α .
3. Výsledek vzorce (7.6) je porovnán s tabulkovou hodnotou, pokud je menší potvrzuje se nulová hypotéza, pokud větší zamítá se.

Hodnoty použité pro Studentův t – test musí splňovat tyto požadavky:

1. Mít normální rozdělení.
2. Mít předpoklad homogenního rozptylu.
3. Hodnoty x_i musí být navzájem nezávislé.

7.1.1 Parametry t-testu experimentu

Ověření normálního rozdělení dat proběhlo pomocí Anderson-Darlingova testu normality v online programu [22]. Hodnoty mají normální rozložení, splňují tedy podmínku použití Studentova párového t-testu.

Hladina významnosti pro ověřování hypotéz byla stanovena na $\alpha = 0,05$, tím byla zajištěna 95% jistota správnosti výsledku. Stupeň volnosti byla hodnota 3, protože byly vždy čtyři figuranti u jednotlivých metod cvičení. H_0 udávala, že cvičení nemělo vliv na testovaný parametr, její zamítnutí naopak vliv cvičení na dané parametry potvrzovalo.

7.2 Vliv navrženého cvičení na svalstvo

V této podkapitole je rozebrán vliv navrženého protokolu cvičení na posílení svalstva předloktí, jednotlivě pro powerball a posilovací kroužek. Jsou uvedeny výpočty srovnání jak pro 1. měření před začátkem cvičení s 3. měřením po sedmi týdnech, tak pro 1. měření s 2. měřením po třech týdnech i pro 2. měření se 3. Všechny výpočty byly provedeny pomocí programu Excel a jsou uvedeny v elektronické příloze. V prvním sloupci je uvedeno číslo figuranta, v druhém sloupci se nachází sledovaný parametr před zátěží nebo po třech týdnech cvičení, třetí sloupec obsahuje hodnoty parametrů finálního měření nebo měření druhého. Čtvrtý sloupec je pak jejich rozdíl. Dále jsou uvedeny výsledky výpočtů nutných pro hodnocení hypotéz a výrok potvrzení či zamítnutí nulové hypotézy. Pro každé testování amplitud a energie stahu byly vytvořeny krabicové grafy. Modrý obdélník reprezentuje oblast, kde se nachází 50% všech hodnot, červená úsečka hodnotu mediánu, zelená hvězdička aritmetický průměr a černé přímký znázorňují hodnoty maxima či minima.

7.2.1 Vyhodnocení výsledků pro powerball

1. Průměr maximálních hodnot amplitud

Srovnání 1. a 3. měření

Tabulka 1 Průměr max ampl. 1. a 3. měření

Figurant	1: p-p [V]	3: p-p [V]	Rozdíl
1	1,0752	3,3355	2,2603
2	2,9586	7,5535	4,5949
3	3,3122	6,4451	3,1329
4	1,5161	2,0139	0,4978

Aritmetický průměr = 2,62148

Odhadnutý rozptyl = 2,932135

Směrodatná odchylka = 0,8562

Testovací kritérium = 3,062, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.

Srovnání 1. a 2. měření

Tabulka 2 Průměr max ampl. 1. a 2. měření

Figurant	1: p-p [V]	2: p-p [V]	Rozdíl
1	1,0752	3,0693	1,9941
2	2,9586	5,2415	2,2829
3	3,3122	5,651	2,3388
4	1,5161	1,6985	0,1824

Aritmetický průměr = 1,69955

Odhadnutý rozptyl = 1,045814

Směrodatná odchylka = 0,5113

Testovací kritérium = 3,324, je větší než kritická hodnota = 3,182, proto zamítáme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením mělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.

Srovnání 2. a 3. měření:

Tabulka 3 Průměr max ampl. 2. a 3. měření

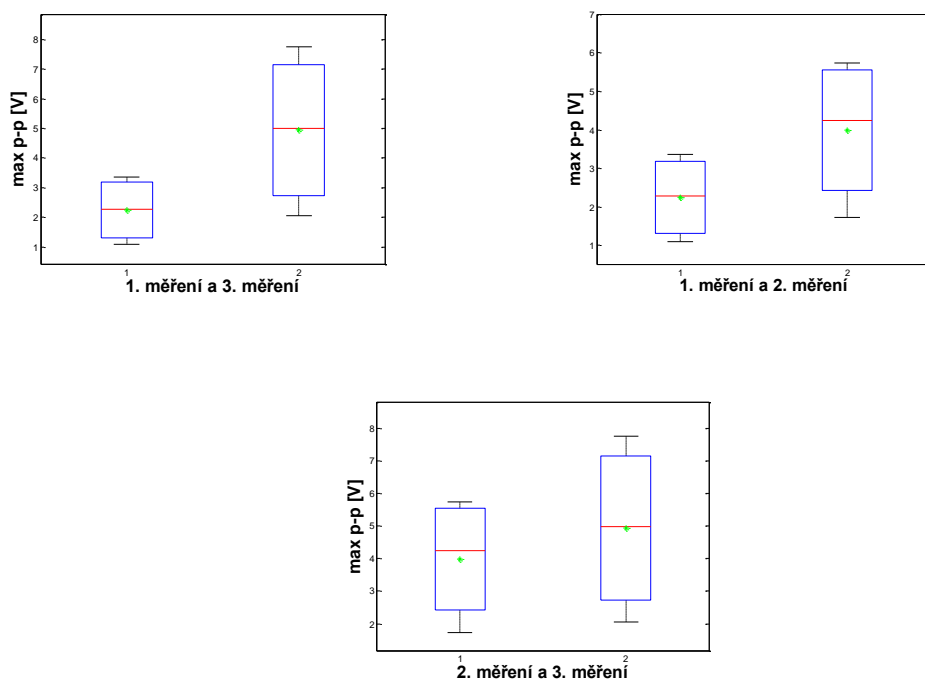
Figurant	2: p-p [V]	3: p-p [V]	Rozdíl
1	3,0693	3,3355	0,2662
2	5,2415	7,5535	2,312
3	5,651	6,4451	0,7941
4	1,6985	2,0139	0,3154

Aritmetický průměr = 0,92193

Odhadnutý rozptyl = 0,915498

Směrodatná odchylka = 0,3501

Testovací kritérium = 2,6338, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.



Obrázek 21 Srovnání jednotlivých měření průměru maxima amplitud (powerball)

2. Energie stahu

Srovnání pro 1. a 3. měření:

Tabulka 4 Energie stahu 1. a 3. měření

Figurant	1: E [V/s]	3: E [V/s]	Rozdíl
1	7,0642	30,0547	22,9905
2	19,7547	69,8014	50,0467
3	22,5459	37,05	14,5041
4	11,0857	13,4932	2,4075

Aritmetický průměr = 22,4872

Odhadnutý rozptyl = 408,9012

Směrodatná odchylka = 10,111

Testovací kritérium = 2,224, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu energie stahu.

Srovnání pro 1. a 2. měření:

Tabulka 5 Energie stahu 1. a 2. měření

Figurant	1: E [V/s]	2: E [V/s]	Rozdíl
1	7,0642	21,6327	14,5685
2	19,7547	46,994	27,2393
3	22,5459	33,7173	11,1714
4	11,0857	9,5378	-1,5479

Aritmetický průměr = 12,8578

Odhadnutý rozptyl = 140,0407

Směrodatná odchylka = 5,9169

Testovací kritérium = 2,173, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu energie stahu.

Srovnání pro 2. a 3. měření:

Tabulka 6 Energie stahu 2. a 3. měření

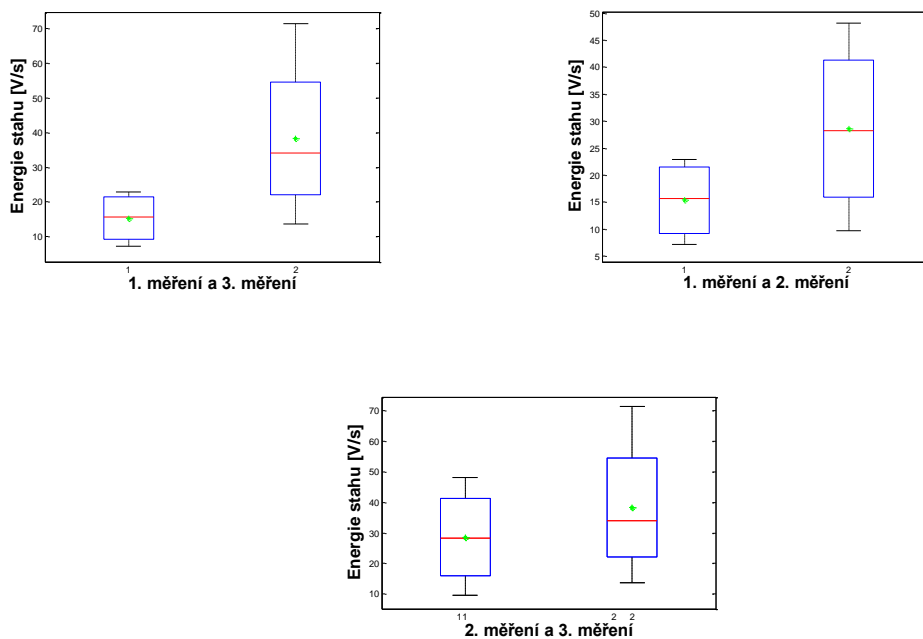
Figurant	2: E [V/s]	3: E [V/s]	Rozdíl
1	21,6327	30,0547	8,422
2	46,994	69,8014	22,8074
3	33,7173	37,05	3,3327
4	9,5378	13,4932	3,9554

Aritmetický průměr = 9,62937

Odhadnutý rozptyl = 82,32007

Směrodatná odchylka = 4,5365

Testovací kritérium = 2,123, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu energie stahu.



Obrázek 22 Srovnání jednotlivých měření energie stahu (powerball)

3. Normalizovaná průměrná hodnota síly

Srovnání 1. a 3. měření:

Tabulka 7 Průměr síly 1. a 3. měření

Figurant	1: S [kg]	3: S [kg]	Rozdíl
1	0,75	1	0,25
2	0,648	1	0,352
3	0,626	1	0,374
4	0,76	1	0,24

Aritmetický průměr = 0,304

Odhadnutý rozptyl = 0,00473

Směrodatná odchylka = 0,0343

Testovací kritérium = 8,863, je větší než kritická hodnota = 3,182, proto zamítáme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením mělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

Srovnání 1. a 2. měření:

Tabulka 8 Průměr síly 1. a 2. měření

Figurant	1: S [kg]	2: S [kg]	Rozdíl
1	0,751709	0,914546	0,16284
2	0,648174	0,862301	0,21413
3	0,625833	0,905599	0,27977
4	0,763186	0,8412	0,07801

Aritmetický průměr = 0,18368

Odhadnutý rozptyl = 0,007253

Směrodatná odchylka = 0,0425

Testovací kritérium = 4,322, je větší než kritická hodnota = 3,182, proto zamítáme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením mělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

Srovnání pro 2. a 3. měření

Tabulka 9 Průměr síly 2. a 3. měření

Figurant	2: S [kg]	3: S [kg]	Rozdíl
1	0,914546	1	0,085454
2	0,862301	1	0,137699
3	0,905599	1	0,094401
4	0,8412	1	0,1588

Aritmetický průměr = 0,11908

Odhadnutý rozptyl = 0,001221

Směrodatná odchylka = 0,0176

Testovací kritérium = 6,739 je větší než kritická hodnota = 3,182, proto zamítáme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením mělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

7.2.2 Vyhodnocení výsledků pro posilovací kroužek

1. Průměr maximálních hodnot amplitud

Srovnání 1. a 3. měření:

Tabulka 10 Průměr max ampl. 1. a 3. měření

Figurant	1: p-p[V]	3: p-p[V]	Rozdíl
5	1,038	1,7838	0,7458
6	1,4651	3,1081	1,643
7	2,3891	3,0481	0,659
8	0,98513	1,0902	0,10507

Aritmetický průměr = 0,78822

Odhadnutý rozptyl = 0,405280

Směrodatná odchylka = 0,3183

Testovací kritérium = 2,476, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.

Srovnání pro 1. a 2. měření:

Tabulka 11 Průměr max ampl. 1. a 2. měření

Figurant	1: p-p[V]	2: p-p[V]	Rozdíl
5	1,038	1,3261	0,2881
6	1,4651	1,8097	0,3446
7	2,3891	2,7153	0,3262
8	0,98513	0,99078	0,00565

Aritmetický průměr = 0,24114

Odhadnutý rozptyl = 0,025200

Směrodatná odchylka = 0,0794

Testovací kritérium = 3,038, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.

Srovnání pro 2. a 3. měření:

Tabulka 12 Průměr max ampl. 2. a 3. měření

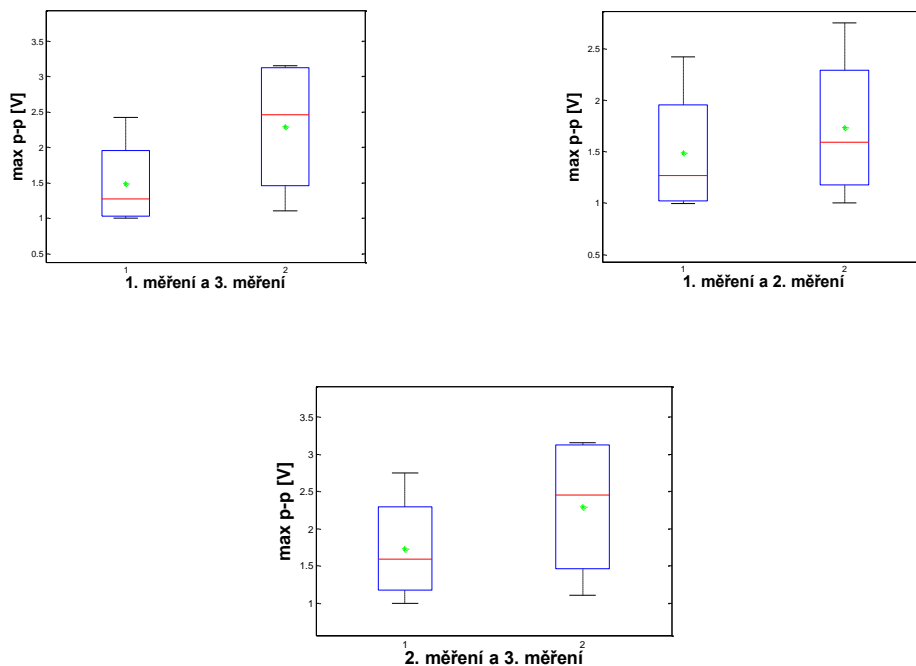
Figurant	2: p-p [V]	3: p-p [V]	Rozdíl
5	1,3261	1,7838	0,4577
6	1,8097	3,1081	1,2984
7	2,7153	3,0481	0,3328
8	0,99078	1,0902	0,09942

Aritmetický průměr = 0,54708

Odhadnutý rozptyl = 0,272928

Směrodatná odchylka = 0,2612

Testovací kritérium = 2,094, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu maximálních amplitud.



Obrázek 23 Srovnání jednotlivých měření průměru maxima amplitud (kroužek)

2. Energie stahu

Srovnání pro 1. a 3. měření:

Tabulka 13 Energie stahu 1. a 3. měření

Figurant	1:E[V/s]	3:E[V/s]	Rozdíl
5	6,0982	12,138	6,0398
6	9,4155	18,1138	8,6983
7	13,5905	18,7166	5,1261
8	6,6125	6,8417	0,2292

Aritmetický průměr = 5,02335

Odhadnutý rozptyl = 12,51095

Směrodatná odchylka = 2,841

Testovací kritérium = 2,821, je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením nemělo vliv na energii stahu.

Srovnání pro 1. a 2. měření:

Tabulka 14 Energie stahu 1. a 2. měření

Figurant	1:E[V/s]	2:E[V/s]	Rozdíl
5	6,0982	9,8877	3,7895
6	9,4155	11,0151	1,5996
7	13,5905	16,85126	3,26076
8	6,6125	5,7906	-0,8219

Aritmetický průměr = 1,95699

Odhadnutý rozptyl = 4,302622

Směrodatná odchylka = 1,0371

Testovací kritérium = 1,887, je menší než kritická hodnota = 3,183, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením nemělo vliv na energii stahu.

Srovnání pro 2. a 3. měření:

Tabulka 15 Energie stahu 2. a 3. měření

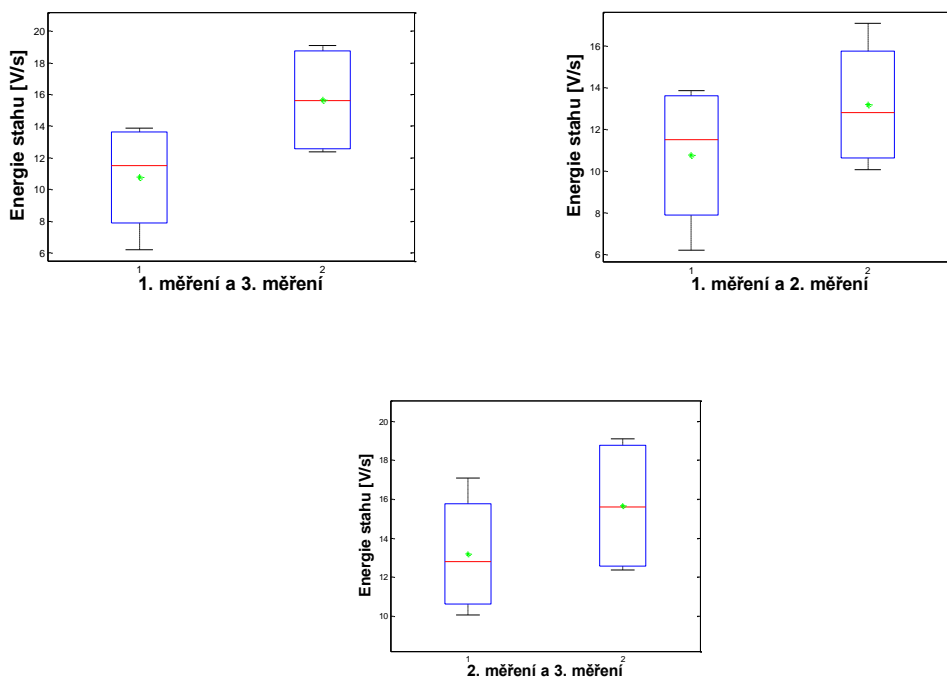
Figurant	2: E [V/s]	3: E [V/s]	Rozdíl
5	9,8877	12,138	2,2503
6	11,0151	18,1138	7,0987
7	16,85126	18,7166	1,86534
8	5,7906	6,8417	1,0511

Aritmetický průměr = 3,06636

Odhadnutý rozptyl = 7,476481

Směrodatná odchylka = 1,3667

Testovací kritérium = 2,243, je menší než kritická hodnota = 3,183, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením nemělo vliv na energii stahu.



Obrázek 24 Srovnání jednotlivých měření energie stahu (kroužek)

3. Normalizovaná průměrná hodnota síly

Srovnání pro 1. a 3. měření:

Tabulka 16 Průměr síly 1. a 3. měření

Figurant	1: S [kg]	3: S [kg]	Rozdíl
5	0,69115	1	0,30885
6	0,65156	1	0,34844
7	0,91318	1	0,08682
8	1,04919	1	-0,04919

Aritmetický průměr = 0,17373

Odhadnutý rozptyl = 0,035342

Směrodatná odchylka = 0,0939

Testovací kritérium = 1,849 je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

Srovnání pro 1. a 2. měření:

Tabulka 17 Průměr síly 1. a 2. měření

Figurant	1: S [kg]	2: S [kg]	Rozdíl
5	0,69115	0,91925	0,2281
6	0,65156	0,87618	0,22462
7	0,91318	0,93141	0,01823
8	1,04919	1,12912	0,07993

Aritmetický průměr = 0,13772

Odhadnutý rozptyl = 0,111126

Směrodatná odchylka = 0,0527

Testovací kritérium = 2,613 je menší než kritická hodnota = 3,182, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 1. a 2. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

Srovnání pro 2. a 3. měření:

Tabulka 18 Průměr síly 2. a 3. měření

Figurant	2: S [kg]	3: S [kg]	Rozdíl
5	0,91925	1	0,08075
6	0,87618	1	0,12382
7	0,93141	1	0,06859
8	1,12912	1	-0,12912

Aritmetický průměr = 0,03601

Odhadnutý rozptyl = 0,012680

Směrodatná odchylka = 0,0563

Testovací kritérium = 0,639 je menší než kritická hodnota, proto potvrzujeme nulovou hypotézu. Navržené cvičení tedy mezi 2. a 3. měřením nemělo vliv na průměrnou hodnotu síly.

7.3 Srovnání efektivity jednotlivých metod

Pro přehledné zobrazení rozdílů mezi cvičením s powerballem a posilovacím kroužkem je uvedena tabulka, která u jednotlivých metod ukazuje výsledky testování hypotéz z předešlé podkapitoly (7.2). Pro připomenutí, nulová hypotéza udává, že cvičení nemělo podstatný vliv na posílení svalstva, naopak její zamítnutí reprezentuje změnu v měřených parametrech, které ukazují na posílení svalu brachioradialis. Čísla ve druhém řádku tabulky odpovídají číslům srovnávaných měření. Písmeno Z značí, že byla nulová hypotéza zamítnuta, písmeno P je symbolem pro potvrzenou nulovou hypotézu.

Tabulka 19 Přehled výsledků testování hypotéz pro obě metody cvičení

Měření	Průměr max amplitud			Energie stahu			Normalizovaný průměr síly stahu		
	1. a 3.	1. a 2.	2. a 3.	1. a 3.	1. a 2.	2. a 3.	1. a 3.	1. a 2.	2. a 3.
H₀ pro powerball	P	Z	P	P	P	P	Z	Z	Z
H₀ pro kroužek	P	P	P	P	P	P	P	P	P

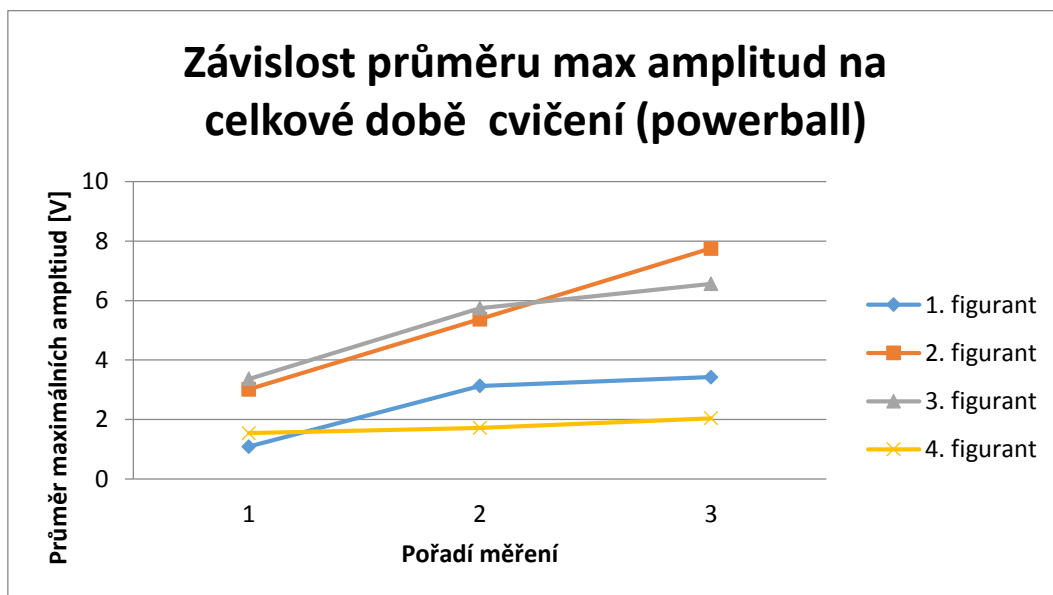
Z výsledků vypočítaných a shrnutých v tabulce lze vyčíst, že při metodě posilování s powerballem mělo cvičení vliv na průměrnou velikost maxima amplitud, kde nulová hypotéza byla zamítnuta při srovnání 1. a 2. měření. Cvičení tedy mělo vliv na velikost testovaných parametrů v úvodních třech týdnech posilování. V dalších třech týdnech již

nebyla změna tak významná. U parametru určující energii stahu, byla nulová hypotéza potvrzena, cvičení tedy nemělo vliv na celkovou energii stahu. Naopak metoda měla vliv na průměrnou sílu, kde jsou všechny nulové hypotézy zamítnuty. U metody cvičení s posilovacím kroužkem byly nulové hypotézy potvrzeny u všech kombinací měření jak u parametrů průměru maxima amplitud, tak u průměrné hodnoty síly i energie stahu.

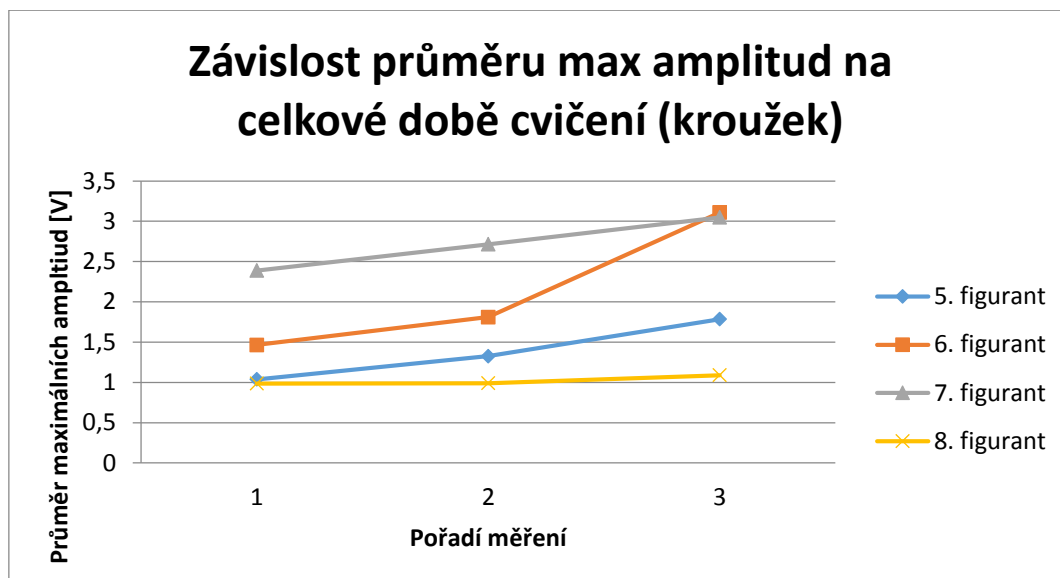
Celkově byla nulová hypotéza reprezentující nepodstatný vliv cvičení na sledovaný parametr zamítnuta čtyřikrát u metody posilování s powerballem a ani jednou u cvičení s posilovacím kroužkem. Ze statistického hlediska lze tedy vyhodnotit za efektivnější metodu posílení svalu brachioradialis cvičení s powerballem. Faktory, které tento výsledek mohly ovlivnit, jsou diskutovány v samostatné kapitole (8).

7.4 Vliv celkové doby cvičení

Navržený experiment byl prováděn po dobu sedmi týdnů, v průběhu proběhly tři měření, na začátku experimentu, po třech týdnech posilování a na konci po sedmi týdnech provádění dané aktivity. V této podkapitole je rozebrán vliv délky cvičení na posílení svalstva. Ukázka grafu závislosti je na obr. 25 a 26, zbylé průběhy jsou pak přiloženy v příloze B a C.



Obrázek 25 Závislost průměru maximálních amplitud na čase pro cvičení s powerballem



Obrázek 26 Závislost průměru maximálních amplitud na čase pro cvičení s powerballem

Z grafů lze vyhodnotit, že průběhy pro oba typy cvičení i pro všechny hodnocené parametry jsou velmi podobné. U téměř všech figurantů je pozorován nárůst velikosti parametrů od prvního měření do druhého, tedy v průběhu tří týdnů posilování. Mezi druhým měřením a třetím finálním měřením jsou výsledky více individuální. To je pravděpodobně zapříčiněno návrhem protokolu cvičení, kdy poslední tři týdny jsou pouze korigovány nejkratší dobou posilování bez pauzy, množství provedených cyklů pak již závisí na individuálních schopnostech dané osoby. Počet provedených cyklů v průběhu posledních třech týdnů experimentu je uveden v následující tabulce:

Tabulka 20 Počet provedených cyklů cvičení před 3. měřením

Figurant	Počet cyklů powerball	Figurant	Počet cyklů kroužek
1	3	5	2
2	2	6	2
3	3	7	3
4	3	8	3

Z tabulky 20 a obrázků 24 a 25 lze vyčíst, že nárůst velikosti parametrů je závislý na počtu provedených cyklů. Toto tvrzení bude dále diskutováno v samostatné kapitole (8).

8 Interpretace výsledků

Tato kapitola je věnována diskuzi výsledků získaných z předešlé části (kapitola 7). Je zde uvedena interpretace vypočítaných hodnot a jsou popsány faktory, které je mohly ovlivnit.

Při ověřování hypotéz pro cvičení s powerballem bylo zjištěno, že posilovací metoda měla jednoznačný vliv na hodnotu síly stahu, kde byla nulová hypotéza zamítnuta u všech kombinací měření. Cvičení mělo také vliv na maxima amplitud, jejichž zvětšení reprezentuje větší sílu svalu. Nulová hypotéza byla zamítnuta u srovnání prvního měření s druhým. Rozdíl mezi druhým a třetím měřením ve velikosti amplitud už tedy nebyl tak významný. U energie stahu, která udává dynamickou aktivitu svalu, byla nulová hypotéza u všech měření potvrzena. Navržené cvičení vliv na energii svalu nemělo. Při bližším pohledu na výsledky je patrné, že rozdíly měřených parametrů u figuranta číslo 4 jsou značně menší než u figurantů zbylých. Příčinou může být pravděpodobně figurantovo nesprávné dodržení navrženého cvičení, které je nezbytnou podmínkou pro správné posílení svalu. Rozdíly hodnot u energie svalu jsou u ostatních figurantů poměrně vysoké, proto s největší pravděpodobností mělo cvičení vliv i na tento parametr. V případě pouhých čtyř figurantů však mohou vést skreslené hodnoty i jen jednoho z nich k zavádějícím výsledkům.

Při metodě cvičení s posilovacím kroužkem byly potvrzeny všechny nulové hypotézy. Výsledky mohly být opět skresleny a to figurantem číslo 8, jehož hodnoty se v průběhu posledních tří týdnů dokonce i zhoršovaly. Při porovnání jeho výsledků s ostatními figuranty však rozdíly nejsou natolik velké, aby u testování hypotéz hrály větší roli.

U pozorování vlivu délky cvičení na změnu měřených parametrů bylo zjištěno, že nárůst velikosti zkoumaných hodnot je nejvíce patrný v období úvodních tří týdnů posilování u obou metod. Po této etapě je již změna individuální. U figurantů 2 a 6 je pozorován strmý nárůst velikosti parametrů i ve finálních třech týdnech cvičení, naopak výkonost figurantů 4 a 8 stoupala už jen minimálně. Z tabulky 20 bylo zjištěno, že nárůst hodnot byl závislý na počtu provedených cyklů cvičení. Tento výsledek je však podmíněný pravdivostí informace o provedených cyklech, kterou poskytli samotní figuranti, nelze tedy nijak statisticky potvrdit.

Z výsledků naměřených parametrů a jejich statistickým zpracováním lze vyhodnotit jako efektivnější metodu posílení svalu brachioradialis cvičení s powerballem. Při součtu zamítnutých nulových hypotéz se tato metoda dostala na číslo čtyři, zatímco u cvičení s posilovacím kroužkem byly všechny nulové hypotézy potvrzeny. Příčinou neúspěchu

cvičení s posilovacím kroužkem mohlo být figurantů nepřesné plnění navrženého protokolu. V případě správného dodržení cvičení u všech figurantů, lze říci, že posilovací kroužek nepůsobil na daný sval s takovou efektivitou, jako powerball.

Pro zajímavost bylo vyzkoušeno testování hypotéz na hladině významnosti 10%. Zde už byly výsledky jednotlivých metod posilování více podobné. I v této situaci by se však powerball vyhodnotil jako cvičení efektivnější.

9 Motivační aktivity

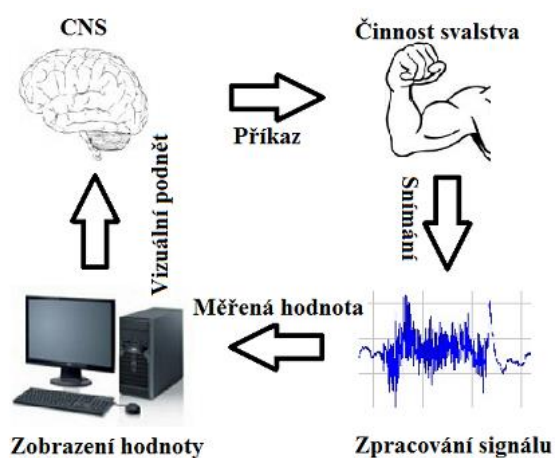
U zlepšení průběhu léčby hraje jednu ze zásadních rolí motivace pacienta. Ta se dá vysvětlit jako něco co ho pohání dopředu. Správná forma motivace a psychická podpora pacienta se v dnešní době staly nezbytnou součástí efektivní léčby.

Pacienti s motorickými problémy často postrádají dostatečnou motivaci k pravidelnému a efektivnímu provádění navrženého cvičení. Tím se stává léčba méně úspěšná, čímž je motivace pacienta snížena ještě výrazněji. Řešením tohoto problému může být kontrola výkonu pacienta personálem nebo využití moderní techniky, ve formě virtuální reality a pohybových her. Studie ukazují, že využití moderní techniky u léčby nejen pohybových problémů zvyšuje zábavnost terapie a tak výrazně napomáhá ke zlepšení motivace pacienta. [1]

9.1 Biofeedback

Biofeedback neboli biologická zpětná vazba je terapeutický postup. Pracuje na principu měření osobních fyziologických veličin, jako je svalová aktivita, mozková aktivita, krevní tlak, tep nebo teplota a jejich vhodné prezentaci pacientovi v jednoduše pochopitelné formě. Nejčastěji je použita forma audiovizuální. Pacient si začne naměřené hodnoty snadněji uvědomovat a je schopen je do určité míry ovlivnit vůlí. Tímto způsobem je pacient také aktivně začleněn do procesu léčby, která se pro něj stává srozumitelnější a zábavnější. [9]

Biofeedback se využívá např. k odstranění problémů, jejichž původem může být určitý psychický blok. Dalším možným využitím je použití biofeedbacku jako metody pro zlepšení učení, tréninku či léčby.



Obrázek 27 Schématické zobrazení bio/myofeedbacku. [9]

9.1.1 Myofeedback

Myofeedback je typ biofeedbacku, který k prezentaci využívá aktivitu svalstva měřeného elektrodami pomocí elektromyografu nebo systému BIOPAC. Cílem myofeedbacku je naučit pacienta vědomě kontrolovat a vůlí ovládat svoje svalstvo.

V minulosti byla jako ukazatel výsledků počita signalizace zvuková či světelná. Dnes už se však nejčastěji využívá výše zmíněná forma audiovizuální, tj. převedení výsledku na monitor. V praxi se provádí prezentace výsledků např. pomocí křivky, jejíž pokles, růst či konstantu se pacient svojí vyvinutou svalovou aktivitou snaží ovlivnit. Pro větší atraktivnost, zábavnost, srozumitelnost je myofeedback viděn v podobě terapeutických her, kde jsou naměřené výsledky zobrazeny graficky. Příkladem může být letadlo v oblacích, které se pacient snaží udržet v určeném pohybu, kterému se však dají do cesty položit překážky, které donutí pacienta zrychlit nebo naopak zpomalit letadlo a tak zvýšit či snížit pacientovu svalovou aktivitu. [9]

Důležité je stanovení dosažitelného terapeutického cíle, podle něž je zvolen vhodný pohybový program a motivace pacienta.

9.2 Návrh motivační aktivity

Z důvodu vyhodnocení metody posilování s powerballem jako úspěšnější, je návrh motivační aktivity zaměřen právě na tento způsob posilování.

V dnešní době již existují powerbally ve vysoce vypracovaných formách obsahujících zabudovaný počítač, který dokáže měřit rychlost provedených otáček. To se děje pomocí Hallovy sondy. Powerball má ve svém obvodu setrvačnick, ve kterém je umístěn magnet generující magnetické pole, jehož změny detekuje právě Hallova sonda. Powerball je schopen dosáhnout frekvence přes 15 000 otáček za minutu. Naměřené otáčky se můžou v zabudovaném počítači ukládat, lze tak pozorovat změny ve výkonosti v určitém období. Existuje i liga kde si uživatelé powerballu mohou svou výkonost porovnávat.

Dalším možným vylepšením tohoto cvičení by bylo využití biofeedbacku. Údaje o snímaných otáčkách by se pomocí Bluetooth modulu přenášely do počítače, kde by byly dále zpracovávány. Vytvořil by se program např. v uživatelském prostředí Labview, který by reagoval na rychlost otáček formou měnícího se obrázku (pro příklad bude uvedeno autíčko). Čím větší frekvenci otáček by uživatel vykonával, tím rychleji by se autíčko blížilo danému cíli. Nejvyšší daná frekvence z aktuálního měření by byla uložena. Při příštím spuštění programu by měl uživatel možnost přidat do zobrazovaného průběhu cvičení druhé autíčko, které by reprezentovalo maximální frekvenci z předešlého měření. Uživatel by tak v praxi viděl, jak rychle se pohybuje autíčko udávající frekvenci z právě

probíhajícího snímání a jak rychle to z nejlepších minulých pokusů. Měl by tak vizuální představu toho, jak musí svůj výkon zlepšit, aby vyrovnal předešlá snímání nebo by naopak viděl, jaký pokrok od snímání minulých udělal. Program by byl rozdělen do několika výkonnostních úrovní, které by zabránily zbytečnému fyzickému přepínání uživatelů. Začátečníci by měly cíle v kratší vzdálenosti, aktivitu s powerballem by tedy vykonávali kratší dobu, se vzrůstající výkonností by se pak postupně zvětšovala i vzdálenost cílů.

Závěr

Tato bakalářská práce byla zaměřena na efektivitu rehabilitace horní končetiny. Pomocí systému BIOPAC byl měřen EMG signál svalu brachioradialis, který se posiloval podle navrženého protokolu. Výsledky z měření byly zpracovány a interpretovány.

Úvodní kapitoly práce byly zaměřeny na vysvětlení témat, které byly potřebné k správnému pochopení a provedení praktického měření. Byla popsána struktura svalové tkáně a uvedeny rehabilitační pomůcky použité v navrženém experimentu. Dále byl vysvětlen pojem elektromyografie a uvedeno seznámení se studentskou laboratoří BIOPAC.

V praktické části byl uveden experiment, ve kterém se posiloval sval brachioradialis pomocí dvou metod cvičení: powerballu a posilovacího kroužku. Navržené cvičení probíhalo na osmi figurantech po dobu sedmi týdnů. EMG signál z daného svalu byl proměřen na začátku doby posilování, po třech týdnech posilování a po sedmi týdnech proběhlo finální měření. Z EMG záznamů se zpracovaly důležité parametry, jejichž změna po dané době cvičení signalizovala nárůst elektrické svalové aktivity a posílení měřeného svalu. Těmito parametry byla velikost průměru maximálních hodnot amplitud, energie stahu a průměrná hodnota síly stahu. Všechny parametry byly zpracovány v programu MATLAB a zobrazovány v grafickém prostředí GUIDE.

Pro přehledné vyhodnocení dat bylo použito statistické metody studentův párový t- test. Zde se testovalo potvrzení či zamítnutí nulové hypotézy. Zamítnutí nulové hypotézy udávalo údaj, že navržené cvičení mělo vliv na zvýšení hodnot měřených parametrů. Testování proběhlo na hladině významnosti 0,05, čímž byla zajištěna 95% pravděpodobnost správného výsledku.

Při analýze závislosti parametrů na celkové době cvičení, bylo vyhodnoceno období úvodních tří týdnů jako nejzásadnější pro posílení svalu. V tomto období narůstaly měřené parametry všech figurantů u obou typů cvičení. U následujících tří týdnů byl nárůst parametrů individuální.

Z výsledků testování hypotéz bylo za efektivnější cvičení vyhodnoceno posilování s powerballem. To mělo vliv na velikost amplitudy i síly. Proto se může cvičení s posilovací pomůckou powerball pro posílení a rehabilitaci svalu brachioradialis doporučit.

Poslední část práce byla věnována návrhu motivačního cvičení. Bylo založeno na frekvenci otáček powerballu a biofeedbacku. Principem byl návrh vytvoření programu, kde se uživatel ve vizuální formě zobrazovala aktuální informace o frekvenci točení a kterou mohl srovnávat s výsledky z minulých snímaní. Realizace takového programu by mohla být předmětem navazující diplomové práce.

Použitá literatura

- [1] A Kinect-based system for physical rehabilitation. *ScienceDirect* [online]. 2011, roč. 32, č. 6 [cit. 2014-05-29]. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0891422211002587>
- [2] BIOPAC. *About BIOPAC* [online]. 2005 [cit. 2014-01-04]. Dostupné z: <http://www.biopac.com/Corporate.asp?Index=1>
- [3] Co je powerball?. *Powerball* [online]. 2009 [cit. 2014-05-02]. Dostupné z: <http://www.powerball.cz/co-je-powerball.php>
- [4] DVOŘÁK, Radmil. *Základy kinezioterapie*. 1. vyd. Olomouc, 1996. ISBN 80-706-7688-4.
- [5] Elektromyografie. *Patobiomechanika a Patokinesiologie* [online]. 2007 [cit. 2014-01-03]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendum/anatomie/tkane_slovník.php
- [6] HENDL, Jan. *Přehled statistických metod: analýza a metaanalýza dat*. 4., rozš. vyd. Praha: Portál, 2012, 734 s. ISBN 978-80-262-0200-4.
- [7] HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK. *Memorix anatomie*. 1. vyd. Praha: Triton, c2013, xxi, 605 s. ISBN 978-80-7387-674-6.
- [8] CHMELAR, Milan. *Lékařská přístrojová technika I: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. 1. vyd. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 1995, 192 s. ISBN 80-858-6763-X.
- [9] JANOUSEK, O. Využití elektromyografických signálů v terapii. Diplomová práce. Brno: FEKT VUT v Brně, 2008
- [10] 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.
- [11] KELLER, Otakar. *Obecná elektromyografie: fyziologické základy a elektrofyziologická vyšetření se zvláštním zřetelem k rozboru potenciálů motorické jednotky*. 1. vyd. Praha: Triton, 1999, 173 s. ISBN 80-725-4047-5.
- [12] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2011, 790 s. ISBN 978-802-4730-684.

- [13] KOLEKTIV, Jana Hromádková a. *Fyzioterapie*. Vyd. 1. Jinočany: H, 1999, 73 s. ISBN 80-860-2245-5.
- [14] KROBOT, Alois a Barbora KOLÁŘOVÁ. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-802-4427-621.
- [15] HONZÍKOVÁ, Nataša. *Biologie člověka*. Brno: Akademické nakladatelství CERM.
- [16] LANGMEIER, Miloš. *Základy lékařské fyziologie*. 1. vyd. Praha: Grada, 2009, 320 s. ISBN 978-802-4725-260.
- [17] MÁŠOVÁ, L. Snímání EMG a jeho hodnocení. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2011. 41 s., 24 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: doc. ing. Milan Chmelař, CSc
- [18] MÜLLER, Ivan a Bohuslava MÜLLEROVÁ. *Stručný přehled léčebné tělesné výchovy v chirurgii, ortopedii a traumatologii*. 2., přeprac. vyd. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1992, 119 s. Učební texty (Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví). ISBN 80-701-3125-X.
- [19] NETTER, Frank H. *Netterův anatomický atlas člověka*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2010, 548, 47 s. ISBN 978-802-5122-488.
- [20] Neurodiagnostic and Neurocare products for healthier lives: EMG elektrody. [online]. [cit. 2014-01-05]. Dostupné z: <http://eportal.alien.cz/>
- [21] NOVOTNÝ, P. O. Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky, [on-line], UK Praha, 2003, 5 s. dostupné na: <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>
- [22] Online descriptive statistic. *Xuru's website* [online]. 2012 [cit. 2014-05-27]. Dostupné z: <http://www.xuru.org/st/DS.asp>
- [23] PFLANZER A KOL., Richard. BIOPAC SYSTEM, Inc. Biopac student lab: Laboratory Manual. 1. vyd. Goleta, CA, 2007
- [24] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. 4. vyd. přepr. a dopl. Praha: Grada Publishing, 2003, 771 s. ISBN 80-247-0512-5
- [25] Vse o kulturistice. *Nepodcenujte kvalitní regeneraci po tréninku*. [online]. 2013 [cit. 2014-05-17]. Dostupné z: http://www.vseokulturistice.cz/nepodcenujte-kvalitni-regeneraci-po-treninku_296

- [26] Zlomeniny. *Ordinace* [online]. 2008 [cit. 2014-05-02]. Dostupné z: <http://www.ordinace.cz/clanek/zlomeniny/?chapter=4>
- [27] ZVÁROVÁ, J. *Základy statistiky pro biomedicínské obory*. Vyd. 1. Praha: Karolinum, 2002, 218 s. ISBN 80-718-4786-0.

Seznam příloh

Příloha A – evidenční karta	ii
Příloha B – závislost energie stahu na celkové době cvičení	iii
Příloha C – závislost průměru síly na celkové době cvičení	iv

Příloha A – evidenční karta

Identifikační číslo:

Datum:

Věk:

Váha:

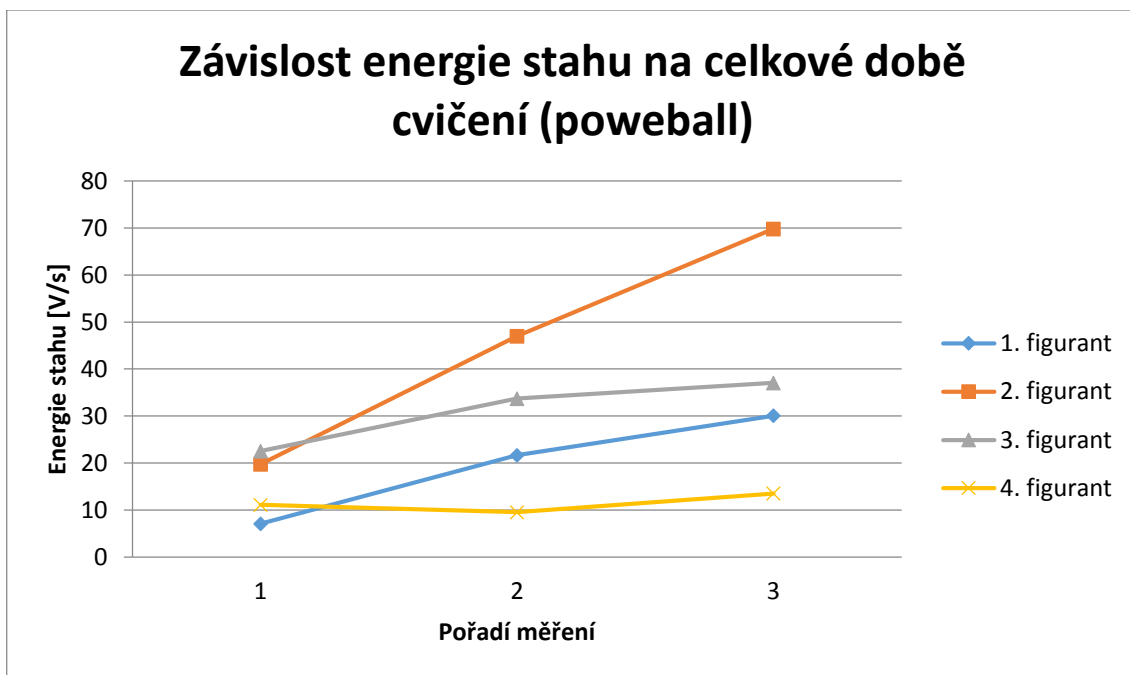
Lateralita:

Měřená ruka:

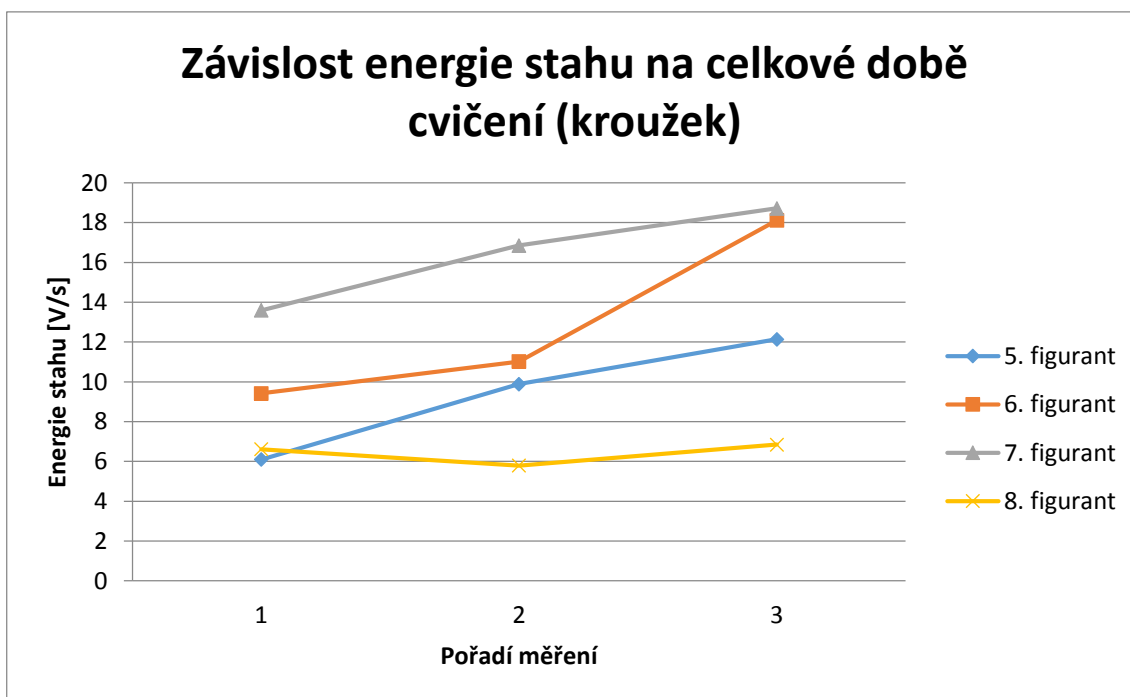
Dosavadní problémy s předloktím:

Předešlé aktivity spojené s nadměrným zatížením svalstva předloktí:

Příloha B – závislost energie stahu na celkové době cvičení

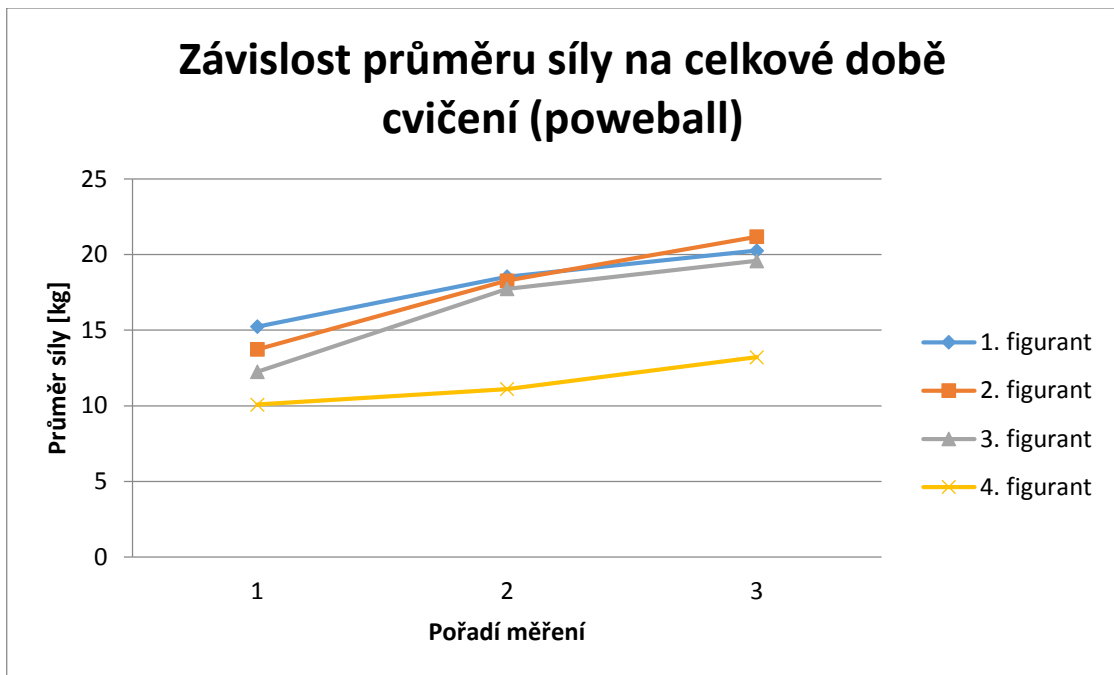


Graf č. 1: Závislost energie stahu na celkové době cvičení pro powerball

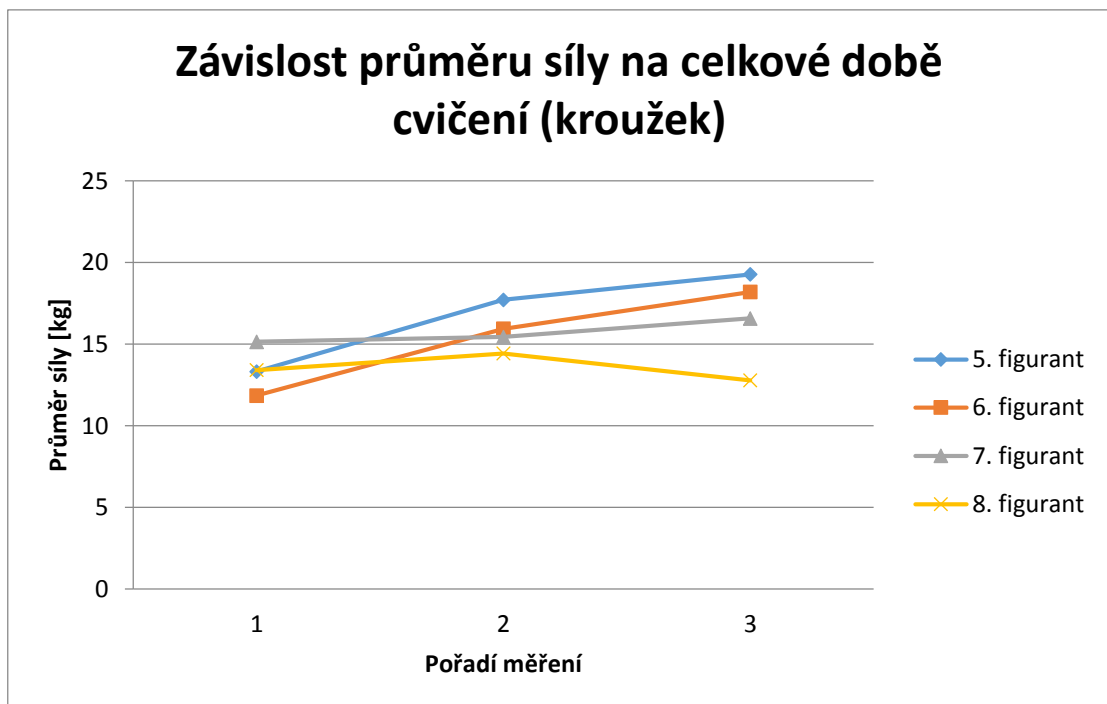


Graf č. 2: Závislost energie stahu na celkové době cvičení pro posilovací kroužek

Příloha C – závislost průměru síly na celkové době cvičení



Graf č. 3: Závislost průměru síly na celkové době cvičení pro powerball.



Graf č. 4: Závislost průměru síly na celkové době cvičení pro posilovací kroužek