

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Brno, 2021

Adriána Špaková



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**SYNCHRONIZACE A PRAKTICKÉ VYUŽITÍ
IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU S JEDNOTKOU
POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFIE**

SYNCHRONIZATION AND PRACTICAL USE OF ISOKINETIC DYNAMOMETER
WITH SURFACE ELECTROMYOGRAPHY UNIT

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Adriána Špaková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Mgr. Jan Šťastný, Ph.D.

BRNO 2021



Bakalářská práce

bakalářský studijní program **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Adriána Špaková

ID: 211216

Ročník: 3

Akademický rok: 2020/21

NÁZEV TÉMATU:

Synchronizace a praktické využití izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Proveďte literární rešerše poruch a vyšetření pohybového aparátu so zaměřením na kolenní kloub. 2) Rozeberte princip fungování izokinetických přístrojů a popište princip vyšetřovací techniky EMG. 3) Navrhněte postup synchronizace izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie. 4) Realizujte synchronizaci izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie pomocí vhodného řešení. 5) Navrhněte postup a metodiku měření pomocí synchronizovaných přístrojů, následně proveďte měření na skupině dobrovolníků. 6) Navrhněte způsob zpracování naměřených dat. 7) Vytvořte metodiku a manuál pro použití synchronizovaných přístrojů.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

Essentials of Electromyography; Gary Kamen; David A. Gabriel; ISBN: 978-0-7360-6712-6

Cram's Introduction to Surface Electromyography; Eleanor Criswell; ISBN: 978-0-7637-3274-5

Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix; Manuela Besomi et al.; ISSN 1050-6411,

Termín zadání: 8.2.2021

Termín odevzdání: 30.7.2021

Vedoucí práce: Mgr. Jan Šťastný, Ph.D.

Konzultant: Ing. Petr Hanák

doc. Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
předseda rady studijního programu

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

Bakalárska práca sa zaoberá návrhom na riešenie synchronizácie izokinetického dynamometru s jednotkou povrchovej elektromyografie, a následne samotnou realizáciou ich synchronizácie. Ide o prístroje radené do diagnostickej aj terapeutickú medicínskej techniky, v praxi štandardne používané samostatne. Očakáva sa, že ich súčasné použitie umožní získať detailnejšie informácie o stave vyšetrovaného jedinca. Synchronizované prístroje by tak mohli byť prínosné napríklad pri analýze svalového výkonu u neuromuskulárne postihnutých pacientov alebo u športujúcich jedincov, ktorí po utrpení zranenia chcú zvýšiť kvalitu svojho života alebo plánujú návrat k vykonávaniu ich obľúbenej činnosti. Práca je po úspešnej synchronizácii ďalej zameraná na testovanie svalovej aktivity flexorov a extenzorov kolenného kĺbu u športujúcich jedincov. Merania boli uskutočnené na zdravých subjektoch, a aj takých, ktorí v minulosti utrpeli poranenie kolenného kĺbu. Namerané signály boli spracované a výsledky meraní interpretované. Práca zahŕňa vypracovanie všetkých cieľov vychádzajúcich z jej zadania, vrátane hlavnej myšlienky práce, a teda, úspešnú synchronizáciu izokinetického dynamometru s jednotkou povrchovej elektromyografie a ich praktické využitie.

Kľúčové slová

Elektromyografia, izokinetická dynamometria, synchronizácia prístrojov, kolenný kĺb, metodika merania, spracovanie nameraných signálov

Abstract

The bachelor's thesis deals with a design proposal for the solution of synchronization of an isokinetic dynamometer with a surface electromyography unit, and subsequently performs the realization of their synchronization. These devices are used as diagnostic and therapeutic medical technique and in practice are standardly used separately. It is expected that by using them simultaneously would be possible to obtain more detailed information about the condition of the examined individual. Synchronized devices can thus be useful, for example, for the analysis of muscle performance of patients with neuromuscular diseases or athletes who want to improve their quality of life after suffering an injury or plan comeback to their favourite activity. After successful synchronization, the work is focused on testing the muscle activity of flexors and extensors of the knee joint of athletes. Measurements were performed on healthy subjects as well as those who had suffered knee injuries in the past. The measured signals were processed, and the measurement results were interpreted. The work includes the elaboration of all the goals based on its assignment, including the main idea of the work, what is the successful synchronization of the isokinetic dynamometer with the surface electromyography unit and their practical use.

Keywords

Electromyography, isokinetic dynamometry, device synchronization, knee joint, measurement methodology, processing of measured signals

Bibliografická citácia

ŠPAKOVÁ, Adriána. *Synchronizace a praktické využití izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie* [online]. Brno, 2021 [cit. 2021-05-22]. Dostupné z: <https://www.vutbr.cz/studenti/zav-prace/detail/134400>. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce Mgr. Jan Šťastný Ph.D.

Prehlásenie autora o pôvodnosti diela

Meno a priezvisko študenta: *Adriána Špaková*

VUT ID študenta: *211216*

Typ práce: *Bakalárska práca*

Akademický rok: *2020/21*

Téma záverečnej práce: *Synchronizace a praktické využití izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie*

Prehlasujem, že svoju záverečnú prácu na tému „Synchronizace a praktické využití izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie“ som vypracovala samostatne pod vedením vedúceho záverečnej práce a s použitím odbornej literatúry a ďalších informačných zdrojov, ktoré sú všetky citované v práci a uvedené v zozname literatúry na konci práce.

Ako autorka uvedenej záverečnej práce ďalej prehlasujem, že v súvislosti s vytvorením tejto záverečnej práce som neporušila autorské práva tretích osôb, hlavne som nezasiahla nedovoleným spôsobom do cudzích autorských práv osobnostných a som si plne vedomá následkov porušenia ustanovenia § 11 a nasledujúceho autorského zákona č. 121/2000 Sb., vrátane možných trestnoprávných dôsledkov vyplývajúcich z ustanovení časti druhej, hlavy VI. odsek 4 Trestného zákonníku č. 40/2009 Sb.

V Brne dňa 15.8.2021

podpis autora

Pod'akovanie

Chcela by som sa poďakovať vedúcemu práce Mgr. Janovi Šťastnému, Ph.D., za pedagogickú pomoc a cenné rady počas vypracovania bakalárskej práce. Ďalej patrí moja vďaka Reinholdovi Ferstlovi za prínosné informácie nevyhnutné pre realizáciu práce, a v neposlednom rade Ing. Michalovi Hrachovi a Ing. Jiřímu Sekorovi za ich čas, ochotu a odborné rady v oblasti elektrotechniky.

V Brne dňa 15.8.2021

podpis autor

Obsah

ÚVOD	1
1 KOLENNÝ KLĚB	2
1.1 POŠKODENIA KOLENNÉHO KLĚBU	2
1.2 VYŠETROVACIE METÓDY	4
1.3 SVALY ZAISTŮJÚCE POHYB KOLENNÉHO KLĚBU	7
1.4 KOAKTIVÁCIA SVALOV KOLENNÉHO KLĚBU	10
2 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIA	12
2.1 IZOKINETICKÝ DYNAMOMETER	12
2.2 PRINCÍP FUNGOVANIA IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU	13
2.3 VÝSTUPNÉ DÁTA IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU	13
3 ELEKTROMYOGRAFIA	15
3.1 ELEKTROMYOGRAF	15
3.2 PRINCÍP FUNGOVANIA POVRCHOVEJ ELEKTROMYOGRAFIE	15
3.3 VÝSTUPNÉ DÁTA POVRCHOVEJ ELEKTROMYOGRAFIE	16
4 SYNCHRONIZÁCIA IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU S JEDNOTKOU POVRCHOVEJ ELEKTROMYOGRAFIE	17
4.1 EMG TELEMETRICKÝ SYSTÉM MT20	18
4.2 ISOMED 2000	20
4.3 VÝSTUPY Z PRÍSTROJOV	21
4.4 NÁVRH NA RIEŠENIE SYNCHRONIZÁCIE	22
4.4.1 <i>Návrh atenuátora č. 1</i>	22
4.4.2 <i>Návrh atenuátora č. 2</i>	24
4.5 REALIZÁCIA ATENUÁTORA	25
4.5.1 <i>Použitie integrované obvody v rámci realizácie atenuátora</i>	26
4.6 OVERENIE SPRÁVNEJ REALIZÁCIE SYNCHRONIZÁCIE	28
5 METODIKA MERANIA	31
5.1 TECHNICKÉ ZAPOJENIE SYNCHRONIZOVANÝCH PRÍSTROJOV	32
5.2 PROTOKOL MERANIA POMOCOU SYNCHRONIZOVANÝCH PRÍSTROJOV	34
6 SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT	37
6.1 VÝSKUMNÝ SÚBOR	37
6.2 SUROVÉ SIGNÁLY	37
6.3 SPRACOVANIE SIGNÁLOV	39
6.3.1 <i>Zobrazenie spracovaných signálov</i>	40
6.4 VÝSLEDKY MERANÍ A ICH INTERPRETÁCIA	43
ZÁVER	50
LITERATURA	51

Zoznam obrázkov

Obrázok 1 - Anatómia kolenného kĺbu [3]	2
Obrázok 2 - Artroskopia kolenného kĺbu [38]	6
Obrázok 3 - Štvorhlavý sval stehenný [36].....	7
Obrázok 4 - Ischiokrurálne svaly [37]	8
Obrázok 5 - Typy svalových kontrakcií [9].....	9
Obrázok 6 - Svalová aktivita počas ohnutia končety [10]	10
Obrázok 7 - Svalová aktivita počas natiahnutia končety [11].....	10
Obrázok 8 - Izokinetický dynamometer [15].....	12
Obrázok 9 - Krivka momentu sily v závislosti na polohe [17]	13
Obrázok 10 - Princíp merania elektrickej aktivity svalov [23]	16
Obrázok 11 - Elektromyogram [24].....	16
Obrázok 12 - Vysielacia jednotka MT20 [28]	18
Obrázok 13 - Predzosilňovače a elektródy [27].....	19
Obrázok 14 - Meranie svalovej sily pomocou Isomedu 2000 [29]	20
Obrázok 15 - Základná schéma riešenia synchronizácie izokinetického dynamometra s jednotkou povrchovej elektromyografie	22
Obrázok 16 - Návrh na riešenie atenuátora č.1	23
Obrázok 17 – Simulácia návrhu riešenia atenuátora č.1	23
Obrázok 18 - Návrh na riešenie atenuátora č.2	24
Obrázok 19 - Simulácia návrhu riešenia atenuátora č.2.....	24
Obrázok 20 - Atenuátor – schéma zapojenia	25
Obrázok 21 - Operačný zosilňovač TL062CP – súčiastka a pinový diagram [31]	26
Obrázok 22 - Invertor ICL7660 - súčiastka [33] a pinový diagram [31]	27
Obrázok 23 - Stabilizátor napätia 78L05 - súčiastka a pinový diagram [34].....	27
Obrázok 24 - Stabilizátor napätia 79L05 - súčiastka [34] a pinový diagram.....	28
Obrázok 25 - Generovaný sínusový signál – hore, zaznamenaný signál – dole	29
Obrázok 26 - Generovaný náhodný signál – hore, zaznamenaný signál – dole.....	29
Obrázok 27 - Synchronizované signály	30
Obrázok 28 - Detail zapojenia atenuátora.....	32
Obrázok 29 - Zapojenie synchronizovaných prístrojov	33
Obrázok 30 - Zaznamenávanie synchronizovaných dát.....	36
Obrázok 31 - Surové signály z koncentrického merania.....	38
Obrázok 32 - Spracované signály z koncentrického merania	41
Obrázok 33 - Spracované signály z excentrického merania	42

Zoznam tabuliek

Tabuľka 1 - Prehľad testovaných subjektov	37
Tabuľka 2 - Sila a aktivácia svalov pravej končatiny	43
Tabuľka 3 - Sila a aktivácia svalov ľavej končatiny	43
Tabuľka 4 - Pomery aktivácie svalov pravej končatiny	44
Tabuľka 5 - Pomery aktivácie svalov ľavej končatiny	44
Tabuľka 6 - Uhly, pri ktorých dochádza k maximám v pravej končatine.....	45
Tabuľka 7 - Uhly, pri ktorých dochádza k maximám v ľavej končatine	45
Tabuľka 8 - Sila subjektov v ich zdravej končatine.....	46
Tabuľka 9 - Sila subjektov v ich zranenej končatine	46
Tabuľka 10 - H/Q pomery pravej aj ľavej končatiny.....	47
Tabuľka 11 - Kontingenčná tabuľka pravej končatiny unilaterálnych dysbalancií.....	48
Tabuľka 12 - Kontingenčná tabuľka ľavej končatiny unilaterálnych dysbalancií	48

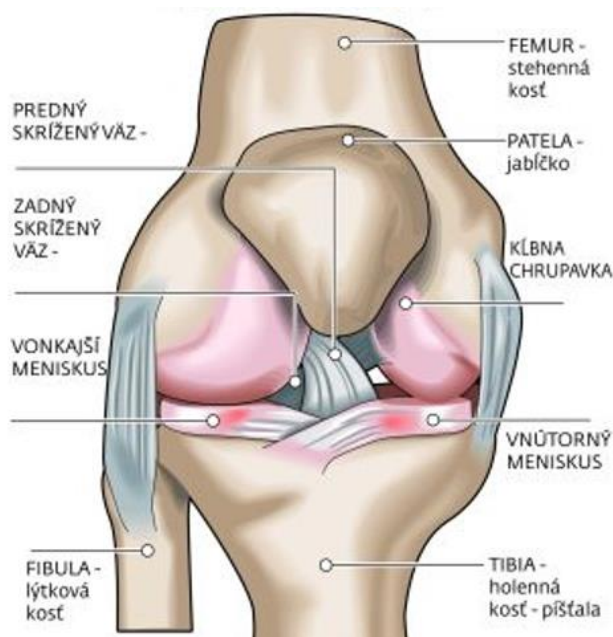
ÚVOD

Izokinetická dynamometria a elektromyografia patria medzi medicínske techniky, ktoré nachádzajú svoje využitie v oblasti diagnostiky aj terapie. Zatiaľ čo sa izokinetická dynamometria zaoberá svalovou silou meraného segmentu tela, elektromyografia sleduje funkciu kostrového svalstva na základe elektrických potenciálov, ktoré zo svalov vychádzajú. Obe techniky hodnotia svalovú aktivitu, ktorej neoddeliteľnou súčasťou je nervový systém, vďaka čomu môžu byť poodhalené nielen svalové ale aj nervové poruchy jedinca. Najčastejšie ide o poruchy v dôsledku poranenia, vývojových väd alebo degeneratívnych zmien vzniknutých počas života. [14][18] Vyšetrenia pomocou izokinetického dynamometra a jednotky povrchovej elektromyografie sa štandardne prevádzajú samostatne. Predpokladá sa však, že ich synchronizáciou a súčasným použitím bude možné z meraní získať väčšie množstvo informácií časovo si odpovedajúcich, čo môže hranice diagnostiky posunúť na ešte vyšší level. Jednoznačné využitie nájdú synchronizované prístroje pri analýze svalového výkonu u neuromuskulárne postihnutých pacientov alebo u športujúcich jedincov, ktorí chcú preventívnu diagnostikou svalových dysbalancií predísť možným úrazom, ale aj tým, ktorí už zranenie utrpeli, no pred návratom k ich obľúbenej aktivite sa chcú uistiť, že zvládnu požadovanú záťaž. V športovej oblasti možno ďalej sledovať svalovú únavu jedincov a vyhodnocovať tak ich fyzickú kondíciu. [12][13][59][61] Okrem toho sa očakáva, že vďaka synchronizácii bude možné previesť presnejšiu kalibráciu jednotky povrchovej elektromyografie, a následne ju použiť samostatne pri snímaní biopotenciálov v čase vykonávania športovej aktivity.

Práca je členená do šiestich kapitol. V prvej kapitole sa nachádzajú teoretické poznatky o štruktúre kolenného kĺbu vrátane svalov a ostatných dynamických stabilizátorov, ktoré umožňujú pohyb jedinca, a zároveň odrážajú jeho fyzický stav. V tejto kapitole sú ďalej popísané najčastejšie poruchy kolenného kĺbu vrátane ich možností vyšetrenia. Druhá a tretia kapitola sú zamerané na všeobecný popis izokinetickej dynamometrie a povrchovej elektromyografie a na ich princíp fungovania. Štvrtá kapitola sa zameriava na konkrétny typ izokinetického dynamometru Isomedu 2000 a jednotky povrchovej elektromyografie MT20 a návrhmi na ich synchronizáciu. Následne sa rieši samotné prevedenie realizácie synchronizácie týchto prístrojov vrátane skonštruovania atenuátora ako zoslabovacej jednotky signálov, nevyhnutnej na zdarnú synchronizáciu. Piata kapitola navrhuje postup a metodiku merania pomocou synchronizovaných prístrojov, ktorá sa otestovala pri meraniach na skupine subjektov, a zároveň je manuálom pre budúcich výskumných pracovníkov obsluhujúcich synchronizované prístroje. Šiesta kapitola popisuje spôsob spracovania nameraných dát, a zahŕňa aj vyhodnotenie výsledkov meraní vrátane ich interpretácie.

1 KOLENNÝ KLĚB

Kolenný kĺb je jeden z najzložitejších kĺbných spojení pohybového aparátu, s čím sa prirodzene viaže aj väčšie zastúpenie rôznych problémov a zranení, či už v každodennej alebo športovej sfére. Z anatomického hľadiska ide o komplexný, váhonosný kĺb, ktorý spája stehennú kosť (femur) a píšťalu (tibiú) do jedného skĺbenia spolu s jabĺčkom (patella). [1] Pohyb v kolennom kĺbe je zabezpečovaný komplexom funkčnej stability, ktorý je výsledkom interakcie medzi statickými a dynamickými štruktúrami. Statické štruktúry pozostávajú z kostí, kĺbných chrupaviek a väzivového aparátu, ktorý sa skladá zo skrížených väzov – predného a zadného, postranných väzov – vnútorného a vonkajšieho, a taktiež z väzivových chrupaviek – vnútorného a vonkajšieho menisku. Statické stabilizátory rozhodujú o kinematike kĺbu. Svaly, svalové fascie a šľachy sú dynamickými stabilizátormi kolenného kĺbu, zaisťujú teda aktívny pohyb jedinca. [2]



Obrázok 1 - Anatomia kolenného kĺbu [3]

1.1 Poškodenia kolenného kĺbu

Poranenie meniskov, hlavne vnútorných, natrhnutie alebo úplne roztrhnutie skrížených väzov, či opotrebovanie kĺbnej chrupavky patria k najčastejším poškodeniam kolenného kĺbu a môžu vzniknúť z viacerých príčin. Môže ísť o vrodené zmeny – napríklad pacienti s hypermobilitou, degeneratívne zmeny z opotrebovania, alebo o úrazy. Počas športovania sa kolenný kĺb najčastejšie poraní pri zmene smeru, kedy dochádza ku náhlym rotáciám kolena, pri výskokoch, zlých dopadoch, či pri kontakte

s protihračom. Poranenia sa prejavujú bolesťami, opuchom, narušením správnej funkcie kolena, a tým aj obmedzením pohybu. Nezriedka majú tieto poranenia za následok trvalé funkčné zmeny, vyžadujúce obmedzenie alebo úplné zastavenie aktívnej športovej činnosti, či zmenu pracovnej spôsobilosti. Chirurgické zákroky sú často jedinou možnosťou ako navrátiť pacientom radosť z pohybu. Veľmi dôležitý je však okrem samotného zákroku, prístup pacientov k následnej rekonvalescencii, ktorá môže úspešnosť liečby radikálne zvýšiť. [4]

Najčastejšie poranenia a poruchy

Poranenie meniskov – menisky sú mäkké štruktúry tvoriace styčnú plochu medzi stehennou kosťou a píštalou. Prostredníctvom meniskov sa vyrovnáva nerovnomerné zakrivenie styčných kĺbných plôch, čím sa znižuje zaťaženie v kĺbe a vytvára sa akýsi “nárazník“ pri pohybe kolena. Okrem toho majú aj funkciu stabilizačnú. K poraneniu, prasknutiu alebo roztrhnutiu meniskov dochádza pri rotácii kolena v kombinácii s iným pohybom, napríklad ohnutím či drepom. Vonkajší meniskus je oproti vnútornému značne pohyblivejší, z tohto dôvodu dochádza častejšie k poraneniu vnútorného menisku, a to až v 85% prípadoch. Zanedbaním včasnej liečby sa poranenia meniskov prehľbujú, až je nakoniec nevyhnutné celé menisky odstrániť, to môže viesť k opotrebovaniu kĺbnej chrupavky a vzniku artrózy. [45]

Poranenie skrížených väzov – skrížené väzy zaisťujú pasívnu predozadnú stabilitu kolenného kĺbu. Aktívne túto stabilitu podporujú stehenné svaly. Oba väzy začínajú na stehennej kosti a končia na predkolení. Zadný väz je uložený viac vzadu a zabezpečuje, aby sa predkolenie neposunulo voči stehnu veľmi dozadu. Predný skrížený sa stará o to, aby nedošlo k predsunutiu predkolenia veľmi dopredu. Väzy sa pri svojom prechode navzájom krížia. [47] K poraneniu predného skríženého väzu dochádza omnoho častejšie. Toto poranenie spôsobuje narušenie stability kolena, pričom pri chronickej nestabilite môže dôjsť k rozvoju degeneratívnych zmien kolenného kĺbu. Roztrhnutie väzu nastáva hlavne pri násilnej abdukcii a pri rotačnom pohybe kolena, kedy je predkolenie fixované a stehno sa spolu s celým telom vytočí iným smerom. Najčastejšie sa s týmto poranením možno stretnúť pri kontaktných športoch a pri lyžovaní. [45] [47]

Poranenie kĺbnej chrupavky – úlohou kĺbnej chrupavky je kryť a chrániť kĺbne povrchy. Poranenia sa najčastejšie vyskytujú na vnútornom kondyle stehennej kosti a v oblasti kĺbnej plochy jabĺčka. Vznikajú priamym mechanizmom – nárazom na koleno, alebo nepriamym mechanizmom – kompresne rotačnými silami. Kĺbne chrupavky sa obzvlášť opotrebovávajú v prípade odstránenia meniskov v dôsledku ich vystaveniu väčšej záťaži. [45]

Porucha femoropatelárneho skĺbenia – ide o poruchu v skĺbení stehennej kosti a jabĺčka v dôsledku preťaženia tohto skĺbenia. Postupne dochádza k rozvoju zápalu s následnou degeneráciou kĺbnej chrupavky. Táto porucha postihuje hlavne mladších pacientov, často aktívnych športovcov, hlavne bežcov. Charakteristickým príznakom je bolesť v oblasti jabĺčka nastupujúca pri schádzaní zo schodov alebo z kopca. [48]

Artróza kolenného kĺbu – ide o degeneratívne postihnutie kolenného kĺbu s progresívnym priebehom. Prejavuje sa znížením až vymiznutím hyalínnej chrupavky, tvorbou kĺbnych osteofytov, sklerotizáciou kostí a zmenami mäkkých tkanív. Artróza postihuje väčšinou ľudí vo vyššom veku. Často môže ísť o genetickú predispozíciu, ale môže sa vyvinúť aj ako následok úrazu, napríklad po poškodení kĺbnej chrupavky. [45]

Hypermobilita – ide o zväčšený rozsah kĺbnej pohyblivosti nad bežnú fyziologickú normu, s čím sa viaže aj hyperlaxita, čo znamená rozvoľnenosť väziva. Hypermobilita môže byť vrodená alebo vzniknutá v dôsledku úrazu. Môže byť celková – postihuje všetky kĺby, napríklad ako sprievodný príznak neurologických ochorení alebo lokálna, nastupujúca po poranení kolenného kĺbu. Je dôležité, aby si hypermobilní pacienti túto poruchu neprehlbovali, pretože si tým navodzujú rýchlejšie opotrebovanie kĺbu a celého väzivového aparátu. Medzi aktivity, ktoré rozsah kĺbu ešte zväčšujú patrí aj strečing, ktorý je za normálnych okolností pre telo veľmi prospešný. Hypermobilní pacienti by teda nikdy nemali prevádzať naťahovanie až do krajných polôh. Správne posilňovanie a naberanie svalovej hmoty je však veľmi prospešné. Posilnenie svalov a väzov v okolí kĺbu zvýši jeho stabilitu a pevnosť, a rozsah jeho pohybu sa stáva kontrolovanejším. [49]

1.2 Vyšetrovacie metódy

So zdokonaľovaním medicínskych poznatkov a rozvojom techniky majú lekári čoraz kvalitnejšie podmienky na diagnostiku a liečbu aplikovateľnú aj na poškodenia osteoartikulárneho aparátu zahŕňajúceho kolenný kĺb. V rámci diagnostiky poškodení kolenného kĺbu sa využívajú zobrazovacie metódy akými sú RTG, CT, UZV, MRI, či ASK. [43] Síce sa diagnostické zobrazovacie metódy stále zdokonaľujú, klinické vyšetrenie a funkčné posúdenie stavu je neoddeliteľnou zložkou komplexného vyšetrenia.

Klinické vyšetrenie kolenného kĺbu

V rámci klinického vyšetrenia je dôležitý popis úrazu, typu a doby pretrvávania bolesti. V prípade, že nejde o úraz, ale o pretrvávajúci problém, významnú rolu zohráva pri diagnostike anamnéza pacienta. Nasleduje vyšetrenie pohľadom, kedy lekár pozoruje konfiguráciu jednotlivých častí kolenného kĺbu, opuch, sfarbenie pokožky, atď. Ďalej sa

prevádza vyšetrenie palpáciou, ktorou sa zisťuje svalový tonus, trofika a lokalizácia bolesti. Podstatné je tiež zistiť rozsah pohybu, a to pasívneho aj aktívneho, svalové skrútenia a svalové sily. [46] Tieto vyšetrenia možno rozdeliť na:

- 1.) Vyšetrenia aktívnych pohybov, kedy pacient vykonáva pohyb sám koncentrickou svalovou prácou, pričom lekár sleduje základné pohybové stereotypy a ich poruchy.
- 2.) Vyšetrenia pasívnych pohybov, kedy ostávajú svaly pacienta uvoľnené, a vyšetrovacím segmentom hýbe doktor za pacienta.
- 3.) Vyšetrenia proti odporu, ktoré odhaľujú svalové oslabenia častokrát späté s poruchami kolenného kĺbu, kedy svalová sila jedinca v oblasti poraného segmentu výrazne klesá. [5]

Na odhalenie danej poruchy sa v rámci klinických vyšetrení využívajú špeciálne vyšetrovacie testy. Ide o špecifické polohové a pohybové skúšky, napovedajúce o type a závažnosti poranení. Napríklad, podstatou vyšetrenia meniskov je aplikácia tlaku na kolenný kĺb v určitom postavení, pričom bolestivé príznaky vypovedajú o poškodení mediálneho či laterálneho menisku. Medzi testy na odhalenie poruchy meniskov patria Steimanove príznaky, Mc Murrayov test a Apleyov test. Stav väzov sa testuje vyšetrením stability kolena. Najčastejšie sa prevádza abdukčný a addukčný test, Lachmanov test, predný a zadný zásuvkový test. Tieto testy špecificky vypovedajú o poruche skrížených alebo postranných väzov. [6] Na preukázanie femoropatelárnej poruchy sa používajú testy založené na vzniku bolesti v dôsledku vyvíjania zvýšeného tlaku na kĺbnu plochu jabĺčka. Konkrétne sa používa test femoropatelárnej bolestivosti, Zohlenovo znamenie, Frundov test, Insalov test atď. [46] Rovnako existujú funkčné testy na odhalenie hypermobility či iných porúch kolenného kĺbu. Test na hypermobilitu so zameraním na kolenný kĺb sa prevádza napnutím dolných končatín v stojí. V prípade, že sa kolenná prehýbajú dozadu, test na hypermobilitu je pozitívny, podstatné je určiť aj jej stupeň. [49]

Zobrazovacie metódy

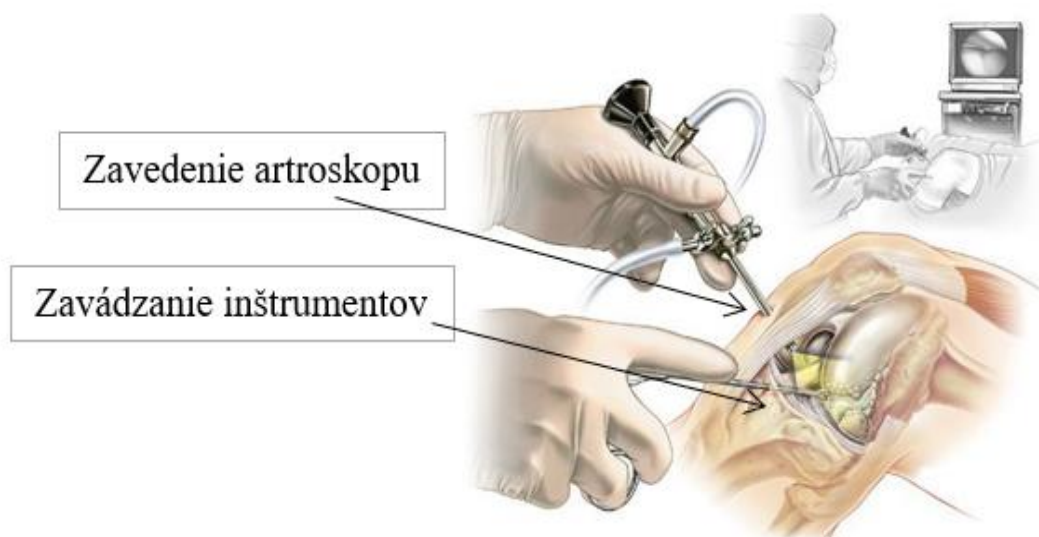
RTG, röntgen – diagnostická metóda, ktorá na zobrazenie využíva elektromagnetické ionizujúce rentgenové žiarenie. Funguje na princípe rozdielneho pohlcovania RTG zväzku rôznymi tkanivami. [40] RTG vyšetrenie dokáže odhaliť zlomeniny kostí a degeneratívne ochorenia kĺbov. [43]

CT, výpočetná tomografia – zobrazovacia metóda, ktorá za použitia rentgenového žiarenia umožňuje 3D zobrazenie. Výsledný obraz vzniká matematickou rekonštrukciou z rady rentgenových projekcií získaných postupne z rôznych uhlov. [39] CT vyšetrenia dokážu identifikovať jemné zlomeniny či dna, a to aj v prípade, že kĺb nie je zapálený. [43]

UZV, ultrazvuk alebo sonografia – zobrazovacia metóda, ktorá na vytváranie obrazov využíva vysokofrekvenčné zvukové vlny. Funguje na princípe, že rôzne tkanivá majú rôznu schopnosť odrážať ultrazvukové vlny. [42] Je vhodná pri vytváraní snímok štruktúr mäkkého tkaniva v kolene a okolo neho. Výhodou je zobrazovanie v reálnom čase, takže lekár môže počas vyšetrenia preskúmať kolenný kĺb v rôznych polohách. [43]

MRI, magnetická rezonancia – využíva na vytváranie 3D obrazov rádiové vlny a silný magnet. Pacient je vložený do veľmi silného a homogénneho magnetického poľa, do jeho tela je vyslaný krátky rádiový impulz a po jeho skončení sa sníma slabý signál, ktorý vytvára pacientovo telo, a ktorý sa následne použije na rekonštrukciu samotného obrazu. [41] Táto metóda je obzvlášť užitočná pri odhaľovaní poranení mäkkých tkanív, ako sú väzy, šľachy, chrupavky a svaly. [43]

ASK, artroskopia – miniinvazívna endoskopická diagnostická a súčasne terapeutická metóda používaná pri úrazoch a ochoreniach kĺbov, najčastejšie kĺbu kolenného a ramenného. Kĺb sa naplní sterilným roztokom a následne sa zavedenie cez 1cm rez do kĺbu artroskop, ktorý je napojený na videokameru, ktorá sníma obraz z kĺbu, a umožňuje operatérovi sledovať kĺb prostredníctvom monitoru. Kĺb je možné prehliadnúť, a v prípade potreby ihneď aj ošetriť pomocou inštrumentov zavádzaných do kĺbu prostredníctvom ďalšieho malého rezu. [38] Artroskopiou je možné odstrániť uvoľnené telieska prítomné v kĺbe, odstrániť alebo opraviť poškodenú kĺbnu chrupavku a menisky, najmä ak spôsobujú zablokovanie kolena, a taktiež rekonštruovať natrhnuté či roztrhnuté väzy, previesť tzv. plastiku väzov. [43]



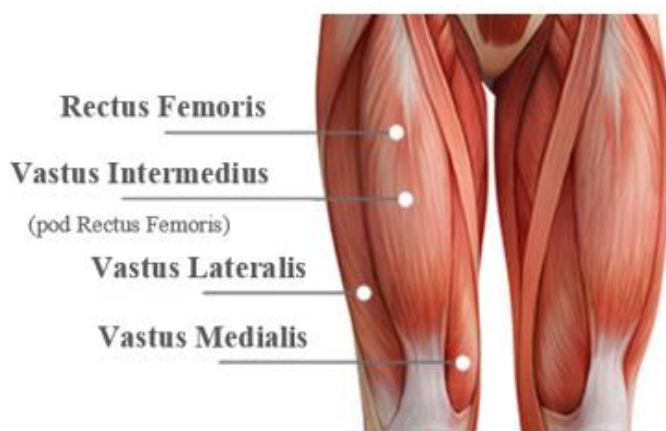
Obrázok 2 - Artroskopia kolenného kĺbu [38]

1.3 Svaly zaisťujúce pohyb kolenného kĺbu

O stave kolenného kĺbu vypovedá aj stav okolitého svalového aparátu, ktorý pohyb kolennému kĺbu aktívne umožňuje. Tieto dva neoddeliteľné systémy sa navzájom dopĺňajú a sú si navzájom odrazom. V prípade poruchy kolenného kĺbu možno očakávať oslabenie svalov, a v prípade slabých svalov sa zvyšuje šanca na úraz kolenného kĺbu, či jeho degeneratívne zmeny. [45]

Štvorhlavý sval stehenný

Štvorhlavý sval stehenný (musculus quadriceps femoris, kvadriceps) pozostáva z m. rectus femoris a m. vastus intermedius na prednej strane stehna, na vonkajšej strane stehna sa nachádza m. vastus lateralis, a na vnútornej m. vastus medialis. Všetky hlavy sú inervované z n. femoralis, začiatok majú na kosti stehennej, jedine m. rectus femoris na kosti bedrovej, napokon sa všetky upínajú na jablčko. Ich hlavnou funkciou je extenzia kolenného kĺbu, teda vystieranie končatiny v kolene. Okrem toho m. rectus femoris prevádza pomocnú flexiu bedrového kĺbu. Kvadriceps je dôležitý pre udržiavanie vzpriameného postoja, zohráva úlohu pri chôdzi, behu, vstávaní zo sedu, atď. [44]

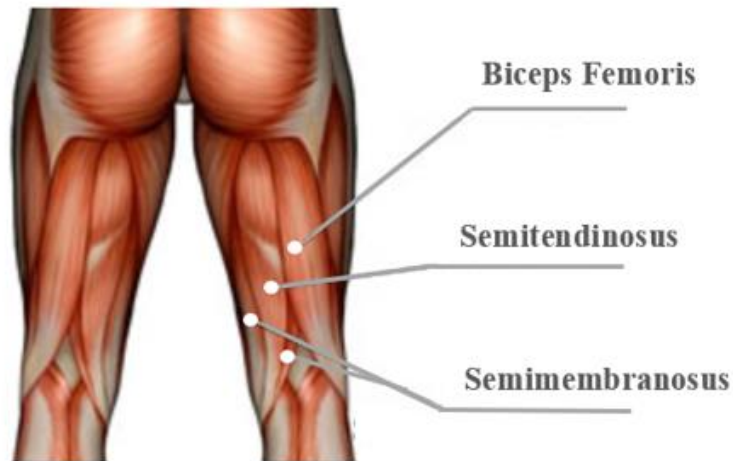


Obrázok 3 - Štvorhlavý sval stehenný [36]

Ischiokrurálne svaly

Ischiokrurálne svaly alebo hamstringy sú svaly zadnej strany stehien a pozostávajú zo skupiny troch svalov, menovite z laterálnej strany smerom mediálnym ide o m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Inervované sú z n. ischiadicus, začiatok majú na sedacej kosti a upínajú sa pod kolenom, m. biceps femoris na lýtkovú

kosť, m. semitendinosus a m. semimembranosus na holennú kosť, teda píšťalu. Prevádzajú flexiu kolena, pomáhajú pri extenzii bedrového kĺbu a napnutí lýtky. Hamstringy rovnako ako kvadricepsy umožňujú pohyb a stabilizujú kolenný kĺb pri chôdzi, behu, skákaní, atď. [44]



Obrázok 4 - Ischiokrurálne svaly [37]

Podstata posilňovania svalov kolenného kĺbu

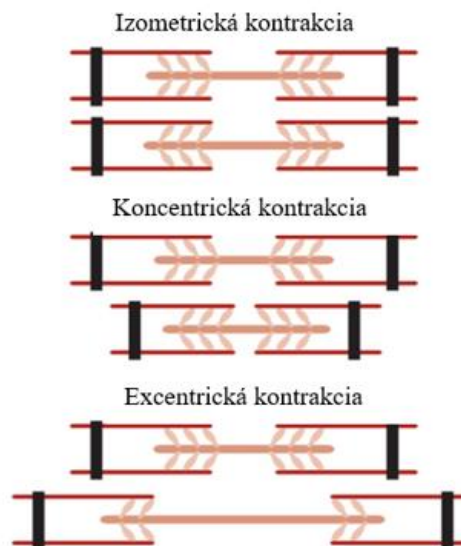
Snaha o perfektnú stabilizačnú funkciu svalového aparátu nemá byť motívom len v čase rehabilitácie po úrazoch či v pooperačnej rekonvalescencii, ale mala by byť chápaná aj ako prevencia úrazov. Svalový aparát pozostávajúci z kvadricepsu a hamstringov je hlavným dynamickým stabilizátorom kolenného kĺbu. Pevné a pružné svaly zaisťujú celkovú stabilitu kolena, chránia menisky, väzy a chrupavky pred neprímeranou záťažou, zraneniami, ale aj degeneratívnymi zmenami. Ak je kĺb dostatočne spevnený svalovým aparátom, znižuje tým záťaženie ďalších kĺbných štruktúr a predlžuje kĺbnu životnosť. [52] Ochabnuté svaly teda vystavujú kĺb väčšiemu riziku poranenia. Ich posilneniu by mali venovať pozornosť obzvlášť športovci, seniori a ľudia s nadváhou, u ktorých sa riziko poškodenia kolenného kĺbu znásobuje. Existujú rôzne spôsoby ako svaly posilniť, dôležité je však zvoliť správny typ cvičenia vzhľadom k zdravotnému stavu. Vyhovujúce je často plávanie, vodný aerobik, chôdza alebo bicyklovanie, pretože sú minimálne zaťažujúcimi pre kolenné kĺby, ale zároveň svalový aparát dostatočne posilňujú. [51]

Problémom nemusia byť stále len celkovo ochabnuté svaly. Nevyvážené svalové skupiny môžu narušiť vzájomné postavenie kĺbných častí alebo niektoré časti preťažovať. Ak pôsobí jedna svalová skupina väčšou silou ako druhá, v kĺbe môže dochádzať k zvýšenému treniu. Chrupavka sa tak opotrebováva, vyvoláva bolesti, a môže viesť až k vzniku artrózy. [51] Ďalším príkladom je odpozorovaný jav vyskytujúci sa

pri femoropatelarnej poruche, kedy dochádza k svalovej dysbalancii v oblasti stehna. Vnútorňá časť štvorhlavého svalu (m. vastus medialis) je výrazne oslabená, zatiaľ čo vonkajšia (m.vastus lateralis) je preťažená. [48] Pre úplnosť je nutné dodať, že posilňovanie hamstringov je účinnou prevenciou pred poranením kolien, obzvlášť čo sa týka poranenia predného skríženého väzu. Problémom je, že pokiaľ ide o posilňovanie dolných končatín, väčšina športovcov sa zameriava na štvorhlavý sval stehenný, pričom výskumy ukazujú že nie menej dôležitú úlohu pri vytváraní stability kolenného kĺbu hrajú hamstringy. [50] Z daného vyplýva, že pri posilňovaní svalov je potreba posilňovať svalové skupiny rovnomerne a vyvarovať sa tak vzniku svalových dysbalancií, ktoré môže navodiť poškodenia kolenného kĺbu.

Typy svalových kontrakcií

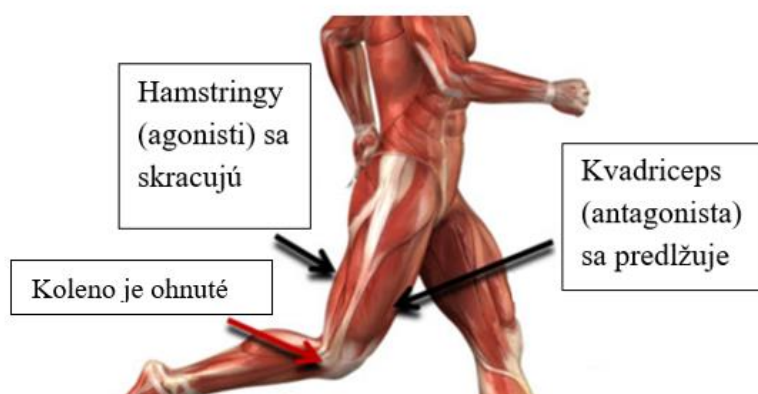
Rozlišuje sa niekoľko typov svalových kontrakcií. Koncentrické kontrakcie spôsobujú pri kontrahovaní svalu jeho skrátenie. Koncentrická kontrakcia môže byť izokinetická – konštantná je rýchlosť pohybu, bez ohľadu na to, koľko napätia vytvára kontrahovaný sval, alebo izotonická – konštantné je napätie vyvíjané svalom. Excentrická kontrakcia je opozitná ku koncentrickej a vyskytuje sa keď sa svaly pri kontrahovaní predlžujú. Takéto kontrakcie sa používajú na odolávanie vonkajším silám, ako je gravitácia. Izometrická kontrakcia je kontrakcia, kedy sval rozvíja napätie, ale nedochádza k žiadnej zmene dĺžky svalu. Príkladom je končatina držaná v pevnej uhlovej polohe. [8]



Obrázok 5 - Typy svalových kontrakcií [9]

1.4 Koaktivácia svalov kolenného kĺbu

Koaktivácia je súčasná aktivácia svalov agonistov a antagonistov, a je základnou súčasťou vykonávania pohybov. Počas extenzie, teda natiahnutia končatiny, sa štvorhlavý sval kontrahuje koncentricky – skracuje sa, zatiaľ čo hamstringy sa kontrahujú excentricky – predlžujú sa. Naopak, hamstringy sa počas flexie, teda ohnutia končatiny, kontrahujú koncentricky – skracujú sa, a kvadricepsy excentricky – predlžujú sa. Svalová koaktivácia pomáha statickej stabilizácii väzov, a taktiež udržiava rovnováhu kĺbneho rozdelenie tlaku. [8]



Obrázok 6 - Svalová aktivita počas ohnutia končatiny [10]



Obrázok 7 - Svalová aktivita počas natiahnutia končatiny [11]

Pomer medzi silou hamstringov a kvadricepsov

Pomer medzi silou hamstringov ako flexorov kolena a kvadricepsov ako extenzorov kolena udávaný ako pomer H/Q je široko používaný v oblasti športového tréningu a rehabilitácie na opísanie silových vlastností, ktoré ovplyvňujú kolenný kĺb a detekujú svalovú nerovnováhu. Hodnotenie nerovnováhy medzi flexormi a extenzormi kolena sa často opisuje pomocou "konvenčného pomeru" koncentrických hamstringov ku koncentrickým kvadricepsom ako pomer H_{con}/Q_{con} . No keďže pri všetkých pohyboch dochádza ku aktivácii flexorov aj extenzorov, tzv. spomínanej koaktivácii, a pohyb prebieha prostredníctvom režimov opačnej kontrakcie týchto svalových skupín, je vhodnejšie silový pomer hamstringov a kvadricepsov opísať buď ako pomer H_{con}/Q_{ecc} predstavujúci flexiu končatiny, alebo ako pomer H_{ecc}/Q_{con} predstavujúci extenziu končatiny. Oba tieto prípady popisujú "funkčný pomer". [12]

Nevyrovnaná koaktivácia medzi kvadricepsom a hamstringmi jednej končatiny predstavuje unilaterálnu dysbalanciu, zatiaľčo porovnaním oboch končatín voči sebe sa možno dozvedieť o bilaterálnej dysbalancii. Vo všeobecnosti sa so zväčšujúcou dysbalanciou zvyšuje riziko poranenia. [8] K mnohým poraneniam dochádza počas excentrických akcií hamstringov, oproti ktorým sú koncentricky pôsobiace kvadricepsy väčšie a silnejšie. Hamstringy excentricky "bojujú" proti silnému krútiacemu momentu štvorhlavého svalu, ktorý vystiera končatinu. [13] Aj napriek tomu, že predné a zadné svaly stehna sú fyziologicky v svalovej nerovnováhe, je vždy potreba odlíšiť nerovnováhu fyziologickú od nefyziologickej. Izokinetická diagnostika, popísaná v kapitole 2, svojou objektívnosťou a presnosťou umožňuje včasnú detekciu existujúcich unilaterálnych aj bilaterálnych dysbalancií. Ak izokinetické testovanie odhalí nízku hodnotu H/Q pomeru, hrozí zvýšené riziko poranenia kolenného kĺbu, a tento svalový nesúlad je potreba čo najskôr vykompenzovať. Zníženie sily extenzora kolena by nikdy nemalo kompenzovať slabé flexory kolena. Pre docielenie priaznivejších pomerov je potrebný tréningový zásah zameraný na zvýšenie sily hamstringov, a to najmä pri excentrických svalových akciách. [12]

2 IZOKINETICKÁ DYNAMOMETRIA

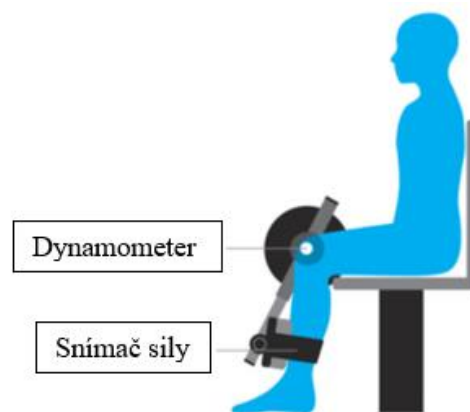
Pojem izokinetika definuje pohyb o konštantnej rýchlosti. Vzťahuje sa ku špecifickej situácii, kedy sval či svalová skupina pôsobí proti kontrolovanému, prispôsobujúcemu sa odporu. Tento premenlivý odpor spôsobuje, že sa segment tela pohybuje predom definovanou konštantnou uhlovou alebo lineárnou rýchlosťou. S izokinetickými meraniami je možné stretnúť sa predovšetkým v oblasti športu a rehabilitácie, rovnako však nachádzajú využitie napríklad pri meraniach svalového výkonu u pacientov trpiacich následkami spastickej obrny, akými sú kŕčovité sťahy svalov. [14]

Izokinetická dynamometria poskytuje informácie o sile konkrétnych svalových skupín, pomere sily svalov agonistov a antagonistov, informácie o množstve vykonanej práce, o mieste maximálnej expresie svalovej sily v priebehu cviku, a taktiež o svalovej únave. [8]

2.1 Izokinetický dynamometer

Prístroj, slúžiaci na meranie svalovej sily počas pohybu končatiny konštantnou rýchlosťou, nesie názov po samotnej vyšetrovacej metóde, ide teda o izokinetický dynamometer. Zatiaľ čo prvé izokinetické prístroje umožňovali len pozorovanie koncentrickej svalovej činnosti, nové typy prístrojov umožňujú sledovať aj excentrickú svalovú činnosť, a merajú silu v celom dostupnom rozsahu pohybu. Medzi najznámejšie prístroje patrí Isomed, Cybex, Kin Com a Biodex.

Základom prístroja je hlava, v ktorej je umiestnený dynamometer, ktorý kontroluje rýchlosť prístroja, čo je umožnené servomotormi alebo hydraulickými ventilmi. Rozhranie medzi probandom a systémom predstavuje jednotka, ktorá sa pohybuje pôsobením sily vyvíjanej probandom. Je tvorená ramenom páky a zariadením pre snímanie sily. Prístroj okrem merania uhlovej rýchlosti, ktorá je v podstate predom zvolená, a sily vyvíjanej jedincom, zaznamenáva ešte polohu končatiny – uhol kĺbu. [14]



Obrázok 8 - Izokinetický dynamometer [15]

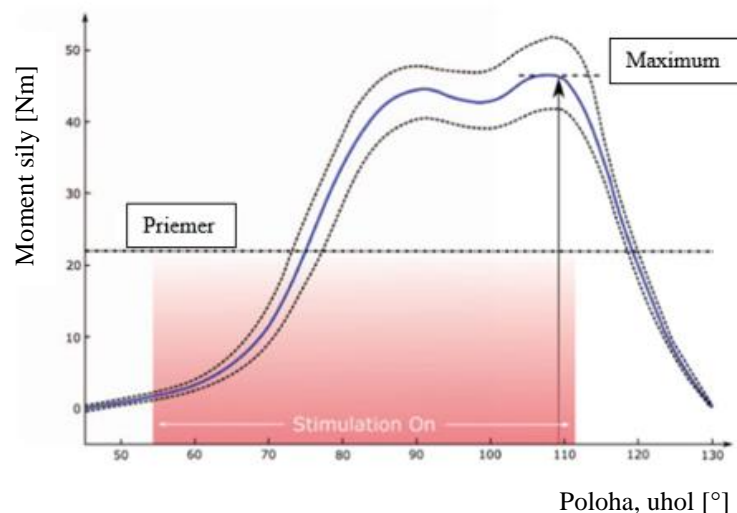
2.2 Princíp fungovania izokinetického dynamometru

Osa otáčania kĺbu probanda je zrovnaná s osou otáčania prístroja. Zároveň je testovaná končatina pripevnená k ramenu páky izokinetického prístroja. Rameno páky, s ktorým je proband v kontakte sa pohybuje predom nastavenou uhlovou rýchlosťou. Podmienkou je dostatočne vyvinutá sila probandom, ktorá je schopná predom nastavenú uhlovú rýchlosť dosiahnuť. Ak tlačí proband do podložky silnejšie, pričom jeho úlohou je pôsobiť čo najväčšou silou, prístroj zväčší odpor a rýchlosť ostáva konštantná. Dynamometer teda odoláva pohybu natoľko, koľko je potrebné na udržanie konštantnej, prednastavenej rýchlosti. Odpor je teda premenlivý a odpovedá zmenám v sile vyvíjanej svalmi v jednotlivých uhloch pohybu. Ak proband vynaloží maximálne úsilie po celom rozsahu pohybu, potom je odpor dynamometra kvantitatívnym hodnotením svalovej sily. [16]

Okrem uhlovej rýchlosti, ktorá je štandardne predurčená na $30^\circ/\text{s}$ a jej násobky, sa predom určuje aj rozsah pohybu, ktorý v stupňoch, poprípade v radiánoch vyjadruje prípustný posun ramena páky. Izokinetický sektor je pri teste vždy menší ako celkový rozsah pohybu, z dôvodu, že každý pohyb začína aj končí statickou pozíciou. Je potreba prejdenia istej vzdialenosti na "rozbeh", kým proband vyvinie dostatočne veľkú silu a rýchlosť pohybujúceho sa ramena dosiahne prednastavenú uhlovú rýchlosť. [14]

2.3 Výstupné dáta izokinetického dynamometru

Izokinetické prístroje poskytujú informácie o mechanickom výkone svalových skupín. Testovanie svalov obvykle pozostáva z menšieho počtu maximálnych kontrakcií, ktoré umožňujú získať reprezentatívnu krivku momentu sily vzhľadom k polohe kĺbu. Z tejto krivky možno ďalej určiť maximálnu či priemernú hodnotu momentu sily, medzi ktorými existuje silná korelácia ($r > 0,9$), a to počas extenzie aj flexie končatiny. [14]



Obrázok 9 - Krivka momentu sily v závislosti na polohe [17]

Medzi ďalšie ukazatele svalového testovania patrí kontrakčná práca ako miera spotrebovanej energie počas testu, kontrakčný výkon predstavujúci množstvo práce za jednotku času, alebo kontrakčný impulz ako produkt silového momentu vynásobený časom. Vhodnými ukazateľmi únavy a vytrvalosti je percentuálny pomer prvej a poslednej kontrakcie. Sleduje sa redukcia maximálnej hodnoty momentu sily alebo čas, po ktorý testovaný jedinec udržuje 50% a vyššie hodnoty z maximálneho momentu sily úvodnej kontrakcie. [14]

3 ELEKTROMYOGRAFIA

Elektromyografia (ďalej EMG) je metóda, ktorá slúži predovšetkým k diagnostike porúch nervovosvalového aparátu. Výsledky EMG môžu odhaliť nervovú dysfunkciu – amyotrofickú laterálnu sklerózu, obrnu, syndróm karpálneho tunelu, svalovú dysfunkciu – svalovú dystrofiu alebo polymyozitídu alebo problémy s prenosom signálu z nervu na sval, teda nervovosvalovú poruchu – myastheniu gravis. [18] Okrem klinického využitia, má EMG vysoké zastúpenie aj v biomedicíne. EMG signál slúži napríklad ako riadiaci signál pre protetické pomôcky, akými sú protetické ruky, paže a dolné končatiny. [19]

3.1 Elektromyograf

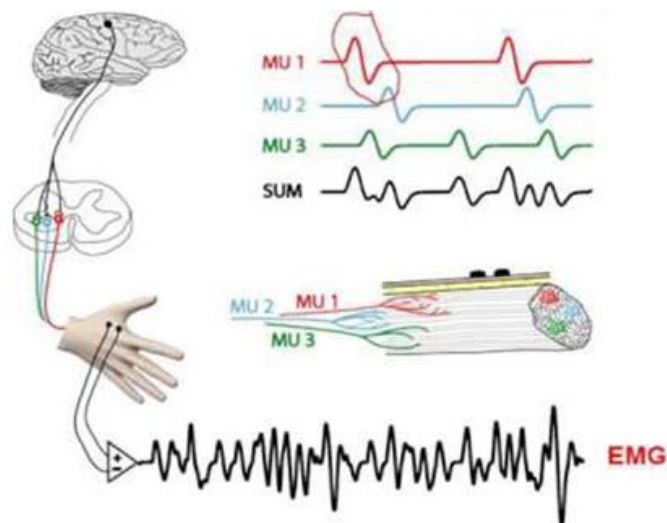
K vyšetreniu nervovosvalového aparátu slúži špeciálny prístroj - elektromyograf. Jeho základnou súčasťou sú snímacie elektródy pozostávajúce z aktívnych a referenčných elektród, uzemňovacie elektródy a stimulačné elektródy, ďalej stimulátor, zosilňovač a monitor. Elektrické biopotenciály možno zaznamenávať ihlovými elektródami zavedenými cez kožu priamo do svalu, ktoré snímajú akčný potenciál malého počtu motorických jednotiek alebo povrchovými elektródami umiestnenými na koži nad svalovým bruškom. Tie snímajú aktivitu veľkého počtu motorických jednotiek. [20]

3.2 Princíp fungovania povrchovej elektromyografie

Aktívna snímacia elektróda je uložená nad svalovým bruškom, zatiaľ čo referenčná nad šľachou. Elektromyograf detekuje elektrický potenciál generovaný v dôsledku činnosti kostrovej svaloviny buď zámernou aktiváciou svalu alebo po podráždení periférneho nervu pomocou stimulátoru a stimulačnej elektródy. Vzniknutý vzruch sa šíri nervovým vláknom, aktivuje svalové vlákna, a vytvorí tak svalový zášklb, ktorý je elektródami registrovaný ako zmena elektrického potenciálu. Zaznamenané zmeny sú zosilňovačom zosilnené a následne prenesené do procesoru, kde sa spracúvajú v podobe EMG krivky na obrazovke - elektromyogram. [21]

Základom pre vyvolanie svalovej kontrakcie je vznik akčného potenciálu. Ten vzniká len po dostatočne intenzívnom podnete, ktorý vedie k prekročeniu prahovej hodnoty napätia. Následne dochádza k otvoreniu napäťovo riadených sodíkových kanálov, a k prestupu sodíkových iónov do intracelulárneho prostredia. Vnútorňa strana bunecnej membrány sa stáva oproti vonkajšej pozitívnejšia. Tento jav sa nazýva depolarizácia bunky a zaistuje šírenie akčného potenciálu od nervov až k svalovým vláknam. Ak je do svalového vlákna privedených viacero impulzov, akčný potenciál vzniká ich sumáciou. EMG signál je výsledkom sledu akčných potenciálov motorických jednotiek,

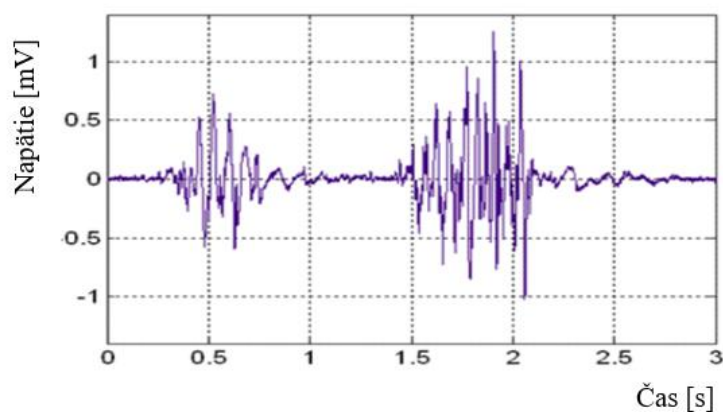
ktoré sú detekované povrchovou elektródou v blízkosti kontrahovaných svalových vlákien [22]. Záznam elektrickej aktivity svalu snímanej z povrchu tela teda predstavuje sumáciu akčných potenciálov motorických jednotiek a ich interferenciu.



Obrázok 10 - Princíp merania elektrickej aktivity svalov [23]

3.3 Výstupné dáta povrchovej elektromyografie

EMG záznam, elektromyogram, predstavuje časovú závislosť elektrických potenciálov vznikajúcich v dôsledku aktivity svalových vlákien. Nesie informáciu o štruktúre a funkcii svalov, a taktiež o riadiacej funkcii centrálnej aj periférnej nervovej sústavy. Pre získanie kvalitného EMG záznamu je nutné optimálne zosilniť priebeh rozdielu potenciálov na elektródach, zabrániť rušivým artefaktom signálu a stanoviť vhodné snímacie body na svale. Najčastejšie hodnotenými parametrami elektromyogramu nesúcimi informáciu o stave vyšetrovaného sú amplitúda, latencia sumačného svalového akčného potenciálu CMAP a rýchlosť vedenia vzruchu nervom. [21]



Obrázok 11 - Elektromyogram [24]

4 SYNCHRONIZÁCIA IZOKINETICKÉHO DYNAMOMETRU S JEDNOTKOU POVRCHOVEJ ELEKTROMYOGRAFIE

Synchronizácia je proces zabezpečenia konzistencie medzi dátami pochádzajúcimi zo zdroja smerujúcimi do cieľového úložiska dát, zahrňujúci nepretržitú harmonizáciu dát v priebehu času. [25] Data loggers, tzv. dátové záznamníky údajov sú elektronické zariadenia, ktoré automaticky monitorujú a zaznamenávajú parametre prostredia v priebehu času. Záznamník dát obsahuje snímač na príjem informácií a počítačový čip na ich uloženie. Potom sa informácie uložené v záznamníku údajov prenesú do počítača, vhodne sa spracujú a následne analyzujú. [26]

Motivácia synchronizácie

Izokinetický dynamometer odráža silu vyprodukovanú všetkými svalmi podieľajúcimi sa na tvorbe daného pohybu. Mohlo by sa predpokladať, že všetky synergické svaly prispievajú k splneniu danej úlohy rovnomerne a sú aktivované maximálne. Je však zrejmé, že tento predpoklad nemôže platiť už len z anatomického hľadiska, ktorým je rozdielna veľkosť synergických svalov. Príkladom môžu byť štyri hlavy kvadricepsu, pričom m. vastus lateralis zaberá väčšiu časť stehna a teda tvorí väčšiu svalovú masu ako zvyšné tri hlavy. [63] Znamená to, že je pravdepodobnejšie, že nie všetky svaly prispievajú k tvorbe celkovej sily v rámci pohybu rovnomerne, a zároveň sa pri danom pohybe nemusia aktivovať na svoje maximum. Počas merania svalovej sily pomocou izokinetického dynamometra možno tieto skutočnosti odsledovať za súčasného snímania EMG signálov, kedy možno elektródy umiestniť do miest záujmu, a na základe EMG amplitúdy vyhodnocovať ako veľmi sa dané svaly pri produkcii celkovej sily aktivujú.

Opačným príkladom je dôvod, prečo je k EMG vyšetreniu prínosné súčasne prevádzať meranie na izokinetickom dynamometri. Merania EMG v neizometrických podmienkach, teda počas dynamických kontrakcií, môžu byť niekedy veľmi náročné, pretože v závislosti od podmienok, akými sú typ kontrakcie, dĺžka svalov, uhol kĺbu a uhlová rýchlosť, sa môže amplitúda EMG radikálne meniť, čo môže mať vplyv na chybnú interpretáciu výsledkov. Príkladom môže byť zle odhadnutý uhol končatiny, ktorému odpovedá nameraná amplitúda EMG, pričom táto amplitúda sa ďalej normalizuje na nesprávnu maximálnu amplitúdu EMG a dochádza k chybným výsledkom. [62] Za súčasného merania pomocou izokinetického dynamometra, ktorý presne definuje všetky spomínané podmienky – typ kontrakcie, uhol kĺbu a uhlovú rýchlosť pohybu, by sa merania mohli stať oveľa presejššími a prínosnejšími.

4.1 EMG telemetrický systém MT20

Ide o biomedicínsky vysokofrekvenčný telemetrický systém od MIE Medical Research LTD, pôvodne koncipovaný na EMG monitorovanie, môže byť však použitý s akýmkoľvek snímačom alebo kombináciou snímačov poskytujúcich analógový alebo digitálny výstup. Systém poskytuje telemetriu v reálnom čase, ale môže byť použitý aj ako samostatný dátový záznamník. Podľa požiadaviek užívateľa je možné ho teda použiť v telemetrickom režime, režime záznamníka údajov alebo v oboch režimoch. Základ prístroja tvorí vysielacia jednotka, prijímacia jednotka a predzosilňovače. [27] Systém je prenosný, kompaktný a ľahký, je možné ho použiť kdekoľvek v interiéri aj exteriéri. [54]

Vysielacia jednotka

Vysielacia jednotka disponuje celkovo 20 navzájom na sebe nezávislými vstupnými kanálmi. Osem analógových vstupov sa nachádza po stranách vysielacej jednotky a sú koncipované pre štvorpinové LEMO konektory. Použitím "Y" konektoru možno každý kanál zdvojnásobiť a získať tak až 16 vstupných analógových kanálov. Na spodnej strane vysielacej jednotky sa nachádza jednak vstup pre päťpinový konektor, určený až pre 4 digitálne vstupy, a taktiež mikro SD slot pre funkciu zaznamenávania dát. V režime dátového záznamníku sú dáta ukladané na 2GB mikro SD kartu a do počítača prenášané cez USB kábel, alebo sú dáta v telemetrickom režime do počítača prenášané v reálnom čase pomocou bezdrôtového vysielача. Vo vnútri jednotky je umiestnená anténa, komunikujúca s prijímacou jednotkou. Na hornej strane jednotky je ďalej umiestnený multifunkčný elektrický spínač a 3,7V akumulátor, ktorý zabezpečuje beh jednotky. Celá vysielacia jednotka je uložená v obale obvykle nosenom okolo pásu, a je vhodná pri použití tam, kde by bolo káblové vedenie problémom. Využitie teda nájde pri hodnotení fyzicky znevýhodnených jednotlivcov alebo počas vykonávania športových aktivít, napríklad, lyžovania, cyklistiky či behu. [27][28]



Obrázok 12 - Vysielacia jednotka MT20 [28]

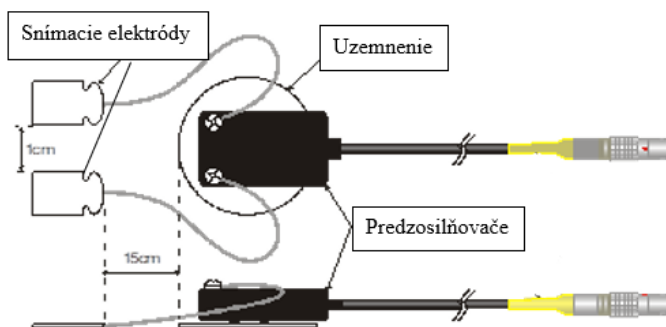
System má 24-bitové rozlíšenie a vzorkovaciu frekvenciu 4000 Hz, s možnosťou preprogramovania. Celkové rozmery vysielacej jednotky sú 90mm x 78mm x 25mm a váha 160g už zahrňuje pamäťovú SD kartu aj batériu. Využíva sa batéria typu „hot-swap“, ktorá môže byť vymenená bez prerušenia zaznamenávania dát, čo je obzvlášť užitočné pre dlhé testovania, pretože dĺžka nahrávania je vďaka tomu neobmedzená. [54]

Prijímacia jednotka

Prijímacia jednotka dekóduje signály z vysielacej jednotky, s ktorou komunikuje prostredníctvom externej antény. Do počítača je prednostne napájaná prostredníctvom USB káblu. Použitím doplnkového káblu je možné konvertovať analógové výstupy na digitálne. V režime systému MT20 len ako dátového záznamníka sa prijímacia jednotka nepoužíva, jej využitie má zmysel len v telemetrickom režime. [27]

Predzosilňovače a elektródy

Subminiaturne predzosilňovače majú až niekoľkotisícnásobné zosilnenie a ku koži sú pripevnené pomocou gélových samolepiacich elektród slúžiacich ako uzemnenie, a to skrz pripínáčik elektródy. K predzosilňovaču je ďalej pomocou skrutkových svoriek pripevnené bipolárne elektródové vedenie. Ide o dve snímacie elektródy, ktoré je vhodné natiahnuť smerom dozadu, čím sa minimalizuje akékoľvek napnutie v dôsledku pohybu kože, a znížia sa tým artefakty pohybu. [27] CMRR predzosilňovačov je > 120 dB. [54]



Obrázok 13 - Predzosilňovače a elektródy [27]

Myo-Dat

Ide o softvérový balík určený pre zber a analýzu dát. Primárne je určený pre EMG dáta ale zobrazovať môže ľubovoľné dáta privádzané do dátového záznamníku. V rámci analýzy EMG signálov, možno previesť signálové spracovania ako sú: „Filtrácia, Efektívna hodnota, Obálka, Absolútna hodnota, Integrácia, Kvantifikácia, Spektrum, Výkonové spektrum“. [54] Surové aj analyzované dáta sa dajú z MyoDatu exportovať v rôznych formátoch a ďalej spracovať vo vlastných programoch.

4.2 Isomed 2000

Izokinetický dynamometer Isomed 2000, vyvinutý spoločnosťou D. & R. Ferstl GmbH zameranou na oblasť vysoko výkonných izokinetických systémov, sa používa k diagnostike a tréningu izokinetickej sily. Merania a cvičenia na prístroji umožňujú sledovať vynaloženie maximálnej sily jedinca v plnom rozsahu pohybu skúmaného kĺbu. Prístroj využívajú predovšetkým výskumné pracoviská, národné športové centrá, športové kluby a rehabilitačné centrá. Základnými súčasťami prístroja je dynamometer, silový snímač, sedadlo s opierkou, otáčavé rameno s monitorom a adaptéry umožňujúce prevádzanie širokého spektra meraní, napríklad kolenný či ramenný adaptér.

Súčasťou prístroja je aj softvér umožňujúci meniť tréningové sekvencie a veľkosť zaťaženia. Výhodou prístroja je nastavenie možnosti gravitačnej korekcie pre získanie skutočných hodnôt sily vyvíjanej subjektom, a taktiež pamäťová funkcia Memotronic, vďaka ktorej systém umožňuje automatické nastavenie polohy prístroja prispôbenej na konkrétneho jedinca na základe charakteristík uložených z predchádzajúceho merania. [14] Vďaka integrovaným pamäťovým funkciám ako je automatické nastavenie sedadla, nastavenie polohy ramena a nastavenie dynamometra, dosahujú merania výnimočnú presnosť a opakovateľnosť, a navyše odpadá časovo náročné nastavovanie prístroja. [55]



Obrázok 14 - Meranie svalovej sily pomocou Isomedu 2000 [29]

Silová kapacita krútiaceho momentu je 500 Nm pre koncentrické aj excentrické meranie. Prevádzkový rozsah dynamometra je 340°, minimálna nastaviteľná uhlová rýchlosť pohybujúceho sa ramena páky je 2°/s a maximálna 450°/s. Systém má 12-bitové silové rozlíšenie a medzná frekvencia filtra krútiaceho momentu je 200 Hz. Uvádzané technické dáta sú v hodnotách na aké je Isomed 2000 štandardne prednastavený, parametre prístroja je v prípade potreby možné pozmeniť. [53]

4.3 Výstupy z prístrojov

Výstup z telemetrického systému MT20

EMG signál meraný z povrchu tela pomocou dostupného telemetrického systému MT20 je zaznamenávaný vysielačou jednotkou tohto systému, predstavujúcou aj samotný dátový záznamník. Táto jednotka je schopná zaznamenávať analógové aj digitálne signály v napäťovom rozmedzí $\pm 2,5V$. Práve v tomto rozsahu sa amplitúdy meraných analógových EMG signálov nachádzajú, zaznamenávajú, a môžu byť v počítači ďalej spracované.

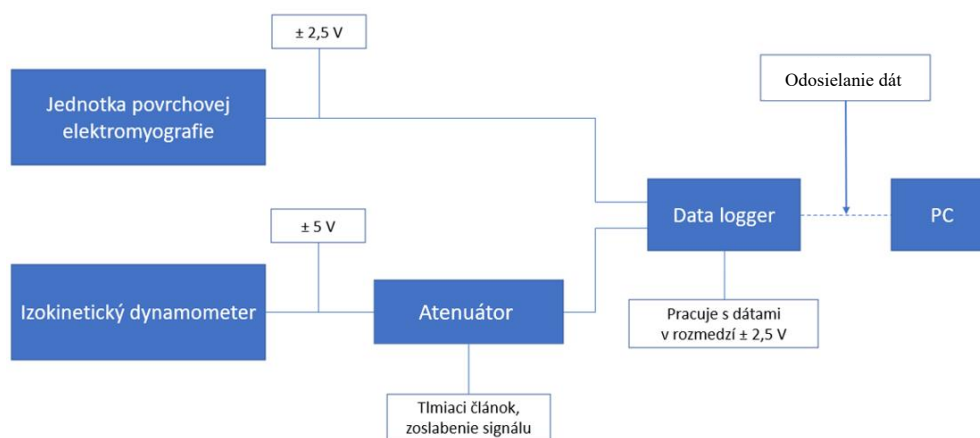
Výstupy z Isomedu 2000

Na základe komunikácie s výrobcou a distribútorom izokinetického dynamometra Isomedu 2000, Reinholdom Ferstlom boli získané informácie o prístroji, jeho výstupoch, možných režimoch a o možnostiach synchronizácie Isomedu 2000 s telemetrickým systémom MT20. Isomed 2000 disponuje celkovo štyrmi výstupnými signálmi. Pre synchronizáciu s EMG signálom má zmysel zaoberať sa dvomi z nich, a to konkrétne signálom, ktorý nesie informáciu o polohe končatiny otáčajúcej sa okolo osi udávanej v uhlových stupňoch [$^{\circ}$], a o krútiacom momente, vyjadrujúcom pôsobenie sily na bod vzdialený od osi otáčania v jednotkách newtonmeter [Nm]. V oboch prípadoch ide o analógový signál s napäťovým rozsahom $\pm 5V$. V prípade signálu určujúcom polohu otáčania sa daná pozícia počíta od neutrálnej polohy, pričom neutrálny bod má nulové napätie. Vychýlenie od neutrálnej polohy značí zmenu 10 mV na 1° . Ak sa počas merania používa rozsah pohybu končatiny, kedy neutrálny bod leží medzi počiatočnou a koncovou pozíciou rotačného pohybu, na počiatočnej pozícii bude namerané záporné napätie. Napríklad, počiatočnej pozícii -15° odpovedá napätie -150 mV a koncovej pozícii 90° odpovedá napätie 900mV. V prípade signálu nesúcom informáciu o momente sily, hodnota 1 Nm odpovedá napätiu o veľkosti 5 mV. Namerané napätie 1000 mV tak odpovedá sile 200 Nm.

Výstupmi izokinetického dynamometra Isomedu 2000 sú tak dva proporcionálne analógové signály. Jeden nesie informáciu o aktuálnej polohe a druhý o sile. Tieto signály možno použiť ako vstupy do dátového záznamníku MT20 koncipovaného ako príslušenstvo k EMG, ktorý disponuje voľnými kanálmi. Zapojením EMG signálov a signálov nesúcich informáciu o polohe a sile do jedného dátového záznamníku možno docieľiť synchronizáciu oboch prístrojov, a získať signály časovo si odpovedajúce. Rozsah signálov pochádzajúcich z Isomedu 2000 je však $\pm 5V$, čo je dvojnásobná hodnota v porovnaní s EMG signálmi a limitom dostupného dátového záznamníku. Z tohto dôvodu sa pred samotnou synchronizáciou vyžaduje vhodná úprava vstupných signálov.

4.4 Návrh na riešenie synchronizácie

Cieľom je, aby dátový záznamník systému MT20 prijímal signály súčasne z jednotky povrchovej elektromyografie aj izokinetického dynamometra. Zatiaľ čo je záznamník prispôsobený na vstupný EMG signál, signály prichádzajúce z izokinetického dynamometra môžu dosahovať až hodnoty dvojnásobné v porovnaní s jeho kapacitou. Z tohto dôvodu je potreba signály z dynamometru zoslabiť na polovicu, ale zároveň nezapríčiť ich skreslenie. Nakoľko sa spracovávajú informácie a nie výkon, zoslabenie signálov bez skreslenia ich priebehu možno vyriešiť pomocou aktívneho atenuátora. Ide o elektrickú súčiastku, ktorá poskytuje stratu, respektíve zisk menší ako 1 [28].

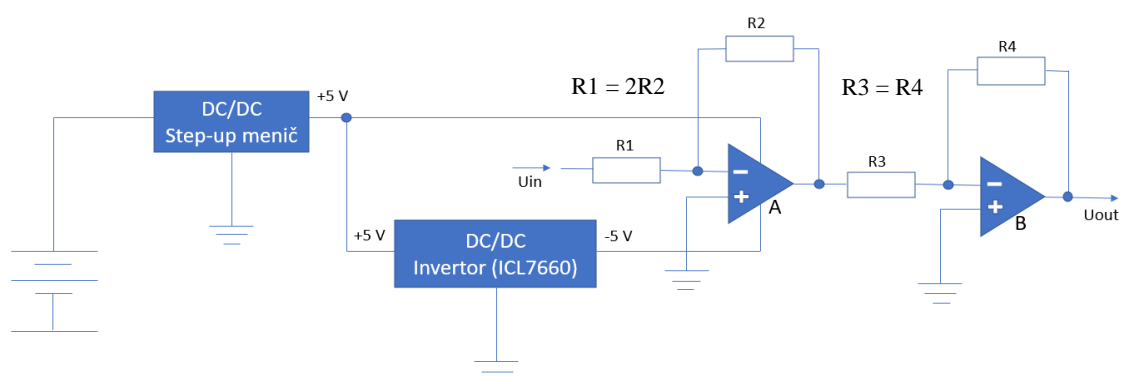


Obrázok 15 - Základná schéma riešenia synchronizácie izokinetického dynamometra s jednotkou povrchovej elektromyografie

4.4.1 Návrh atenuátora č. 1

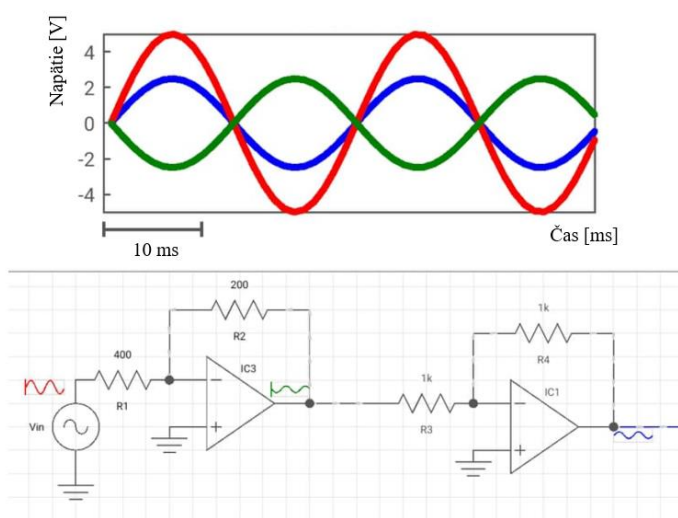
Zhotovenie atenuátora pozostáva z niekoľkých krokov, ich popis vychádza z *Obrázok 16*. V prvom rade je potrebné vyriešiť napájanie operačného zosilňovača (ďalej OZ) A. Pre možnosť spracovávať vstupné napätie U_{in} , ktoré sa pohybuje v kladných i záporných hodnotách sa napájanie realizuje symetricky. Znamená to použitie dvoch zdrojov napätia, ktoré zabezpečia napájanie OZ A. Keďže izokinetický dynamometer poskytuje signál v rozmedzí $\pm 5V$, vhodné je použiť zdroje $+5V$ a $-5V$. K ich vytvoreniu možno v prvom kroku použiť DC/DC step-up menič. Ten poskytne na výstupe napätie o veľkosti $+5V$, ktoré možno následne použiť ako kladné napájanie OZ A. Na získanie záporného zdroja napájania o veľkosti napätia $-5V$ posluží DC/DC invertor, ktorý premení doň vstupujúce kladné napätie na záporné. Na invertujúci vstup OZ A je privedený signál U_{in} z izokinetického dynamometra. Vďaka použitiu rezistorov R_1 a R_2 v pomere veľkosti 2:1, získame na základe vzťahu zosilnenia pre invertujúce zapojenie: $A_u = -\frac{R_2}{R_1}$, zosilnenie signálu na $-0,5$. V skutočnosti teda dochádza k zoslabeniu signálu na polovicu pôvodnej veľkosti. Znamienko mínus hovorí o fázovej zmene. Fáza výstupného napätia

sa oproti vstupnému zmení o 180° . K zachovaniu pôvodnej fázy posluží operačný zosilňovač B. Signál je znova privedený na invertujúci vstup, takže dochádza k opätovnému otočeniu fázy. Veľkosti rezistorov R3 a R4 sú si rovné, takže nedochádza k zosilneniu ani zoslabeniu signálu. Výstupné napätie U_{out} je teda oproti vstupnému napätiu U_{in} polovičné, bez zmeny fázy a skreslenia. Signál môže byť následne privedený na vstup dátového záznamníku a ďalej spracovaný.



Obrázok 16 - Návrh na riešenie atenuátora č.1

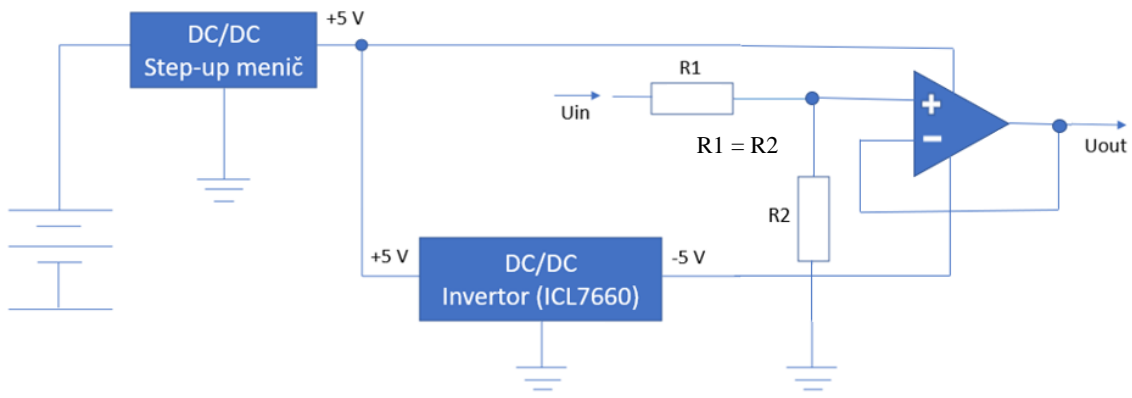
Za využitia mobilnej aplikácie Electric Circuit Studio bola prevedená simulácia zoslabenia signálu pochádzajúceho z izokinetického dynamometru na základe predom uvedeného návrhu. Červená krivka znázorňuje pôvodný signál. Zelená krivka znázorňuje signál po prechode prvým OZ, kedy sa vďaka hodnotám rezistorov R1 a R2 v pomere 2:1 zmenší napätie signálu na polovicu, a spolu s ním dochádza aj k fázovej zmene. Modrá krivka zobrazuje signál po prechode už aj druhým OZ, kedy už k ďalšiemu zmenšeniu napätia nedochádza, ale znova sa mení fáza signálu, čím si vstupný (červený) a výstupný (modrý) signál fázovo odpovedajú. Týmto overením sa správnosť návrhu potvrdila.



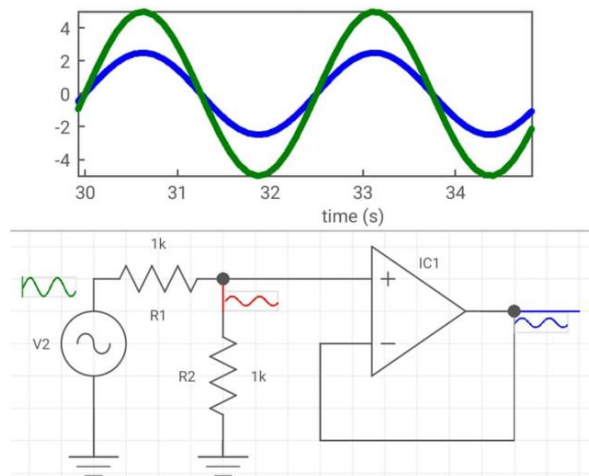
Obrázok 17 – Simulácia návrhu riešenia atenuátora č.1

4.4.2 Návrh atenuátora č. 2

Prvá časť návrhu atenuátora č. 2, znázornená na *Obrázok 18*, popisujúca riešenie napájania OZ, je zhodná ako v *Návrh atenuátora č. 1*. Vďaka meniču napätia sa vytvorí kladné napájanie +5V a invertor napätia zabezpečí záporné napájanie -5V. Signál pochádzajúci z izokinetického dynamometru je privedený na vstup U_{in} , za ktorým je radený napäťový delič pozostávajúci z dvoch rovnako veľkých rezistorov. Znamená to, že vstupné napätie sa podelí dvomi a je ďalej privedené na neinvertujúci vstup OZ, ktorý v obvode plní funkciu impedančného oddelenia. Vďaka jeho veľmi vysokej vstupnej impedancii nebude delič napätia zaťažovaný a jeho výstupné napätie tak nebude ovplyvnené. Výstup OZ je v dôsledku absencie spätnoväzobných rezistorov rovnako veľký ako vstup, napäťový prenos je rovný 1 a výstupné napätie U_{out} je v porovnaní s napätím signálu U_{in} polovičné. Správnosť tohto návrhu bola rovnako overená pomocou aplikácie Electric Circuit Studio. Na *Obrázok 19* znázorňuje zelená krivka signál U_{in} do obvodu vstupujúci a modrá signál U_{out} z obvodu vystupujúci, zmenšený o polovicu.



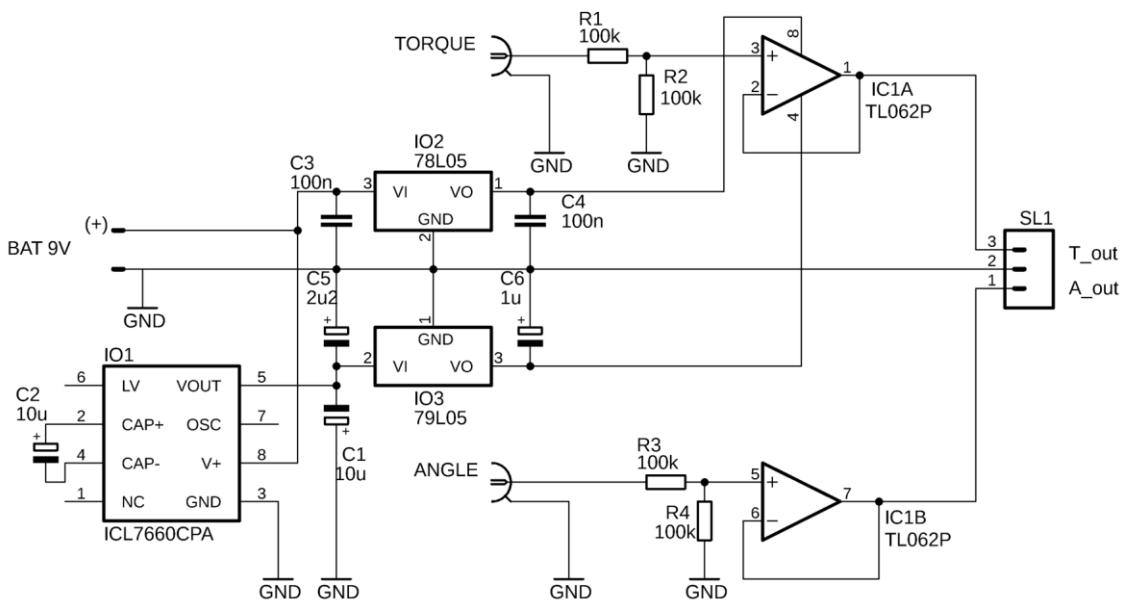
Obrázok 18 - Návrh na riešenie atenuátora č.2



Obrázok 19 - Simulácia návrhu riešenia atenuátora č.2

4.5 Realizácia atenuátora

V rámci realizácie synchronizácie sa vychádza z návrhu atenuátora č. 2, a to v dôsledku jeho jednoduchšej implementácie v porovnaní s návrhom č. 1. Navyše je eliminované riziko rozkmitania operačného zosilňovača so zosilnením menším ako jedna, a odpadla aj problematika zoslabenia signálu použitím rezistorov o veľkostiach presne v pomere 2:1. Taktiež je zaistené impedančné oddelenie izokinetického dynamometru a dátového záznamníku. Schematický diagram súčiastky aktívneho atenuátora bol vytvorený v prostredí EAGLE, softvéri určenom na automatizáciu elektronického dizajnu, ktorý umožňuje schematické diagramy prepojiť s návrhom dosiek plošných spojov a rozmiestnením jednotlivých komponentov. Na doske plošných spojov sú tak na základe schémy zapojenia konkrétneho obvodu vytvorené vodivé spoje, ktorými sú prepojené jednotlivé elektronické prvky. Takáto doska bola frézovaná pomocou stolnej CNC frézky MIPEC 4MILL300 a slúži ako nosný a konštrukčný prvok aktívneho atenuátora, ktorého schéma je ďalej podrobne popísaná. Osadzovací výkres sa nachádza v *Príloha 1* a doska plošných spojov v *Príloha 2*.



Obrázok 20 - Atenuátor – schéma zapojenia

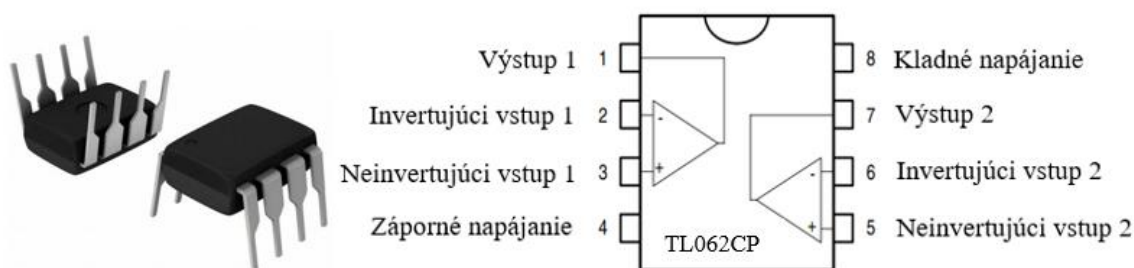
Obvod je napájaný +9V batériou. Toto napätie vstupuje do integrovaného obvodu 1 (IO1), ktorým je invertor ICL7660. Ten prevádza kladné napätie na záporné, takže na jeho výstupe je napätie -9V. Kladné napätie +9V vstupuje ďalej do integrovaného obvodu 2 (IO2), ide o stabilizátor napätia 78L05, ktorý stabilizuje výstupné napätie na +5V. Obdobne, záporné napätie na výstupe invertoru ICL7660 vstupuje do integrovaného obvodu 3 (IO3), stabilizátoru napätia 79L05, na výstupe ktorého je napätie -5V. Výsledkom je kladné napätie +5V a záporné napätie -5V, ktoré slúžia na napájanie integrovaného obvodu 4 (IO4). Ide o dvojkanálový operačný zosilňovač

TL062CP, ktorý je v riešenom obvode použitý ako napät'ový sledovač. Zatiaľ čo v návrhu na riešenie bol použitý len 1 kanál operačného zosilňovača, je potreba pripomenúť, že výstupom z izokinetického dynamometru sú 2 signály, jeden nesúci informáciu o momente sily a druhý o polohe končatiny, a je potrebné previesť úpravu oboch týchto signálov. Je teda potrebné použiť 2 operačné zosilňovače, respektíve ako už bolo uvedené dvojkanálový operačný zosilňovač v režime napät'ového sledovača. Pomocou zostrojeného konektoru je privedený signál z izokinetického dynamometra nesúci informáciu o pôsobiacej sile subjektu cez vstup TORQUE do atenuátora. Pred privedením tohto signálu na neinvertujúci vstup kanálu IO4A je radený napät'ový delič, pozostávajúci z dvoch rezistorov R1 a R2 o veľkostiach 100 k Ω . Hodnota bola zvolená dostatočne vysoká aby nedochádzalo k zaťažovaniu izokinetického dynamometru samotným deličom napätia, ale nie až príliš vysoká, aby sa nezvýrazňoval prirodzený šum na rezistoroch. V dôsledku dvoch rovnako veľkých rezistorov sa napätie signálu zmenší na jeho polovičnú hodnotu. Záporná spätná väzba je priamo pripojená na výstup IO4A, takže napät'ový prenos je rovný 1. Význam použitia napät'ového sledovača spočíva vo veľkom vstupnom odpore a teda nedochádza k zaťaženiu deliča. Signál vystupujúci z IO4A je pomocou vhodne zostrojeného konektoru ďalej privedený na vstup dátového záznamníku, ktorý štandardne prijíma EMG signály prostredníctvom štvorpinových LEMO konektorov. Rovnako je riešená úprava signálu informujúceho o polohe končatiny. Signál je do atenuátora privedený cez vstup ANGLE, znižuje sa na polovicu v dôsledku napät'ového deliča pozostávajúceho z rezistorov R3=R4=100k Ω , a zmenšený signál vstupuje na neinvertujúci vstup IO4B. Na jeho výstupe je zoslabený signál nesúci informáciu o polohe končatiny a je privádzaný do dátového záznamníku.

4.5.1 Použitie integrované obvody v rámci realizácie atenuátora

TL062CP

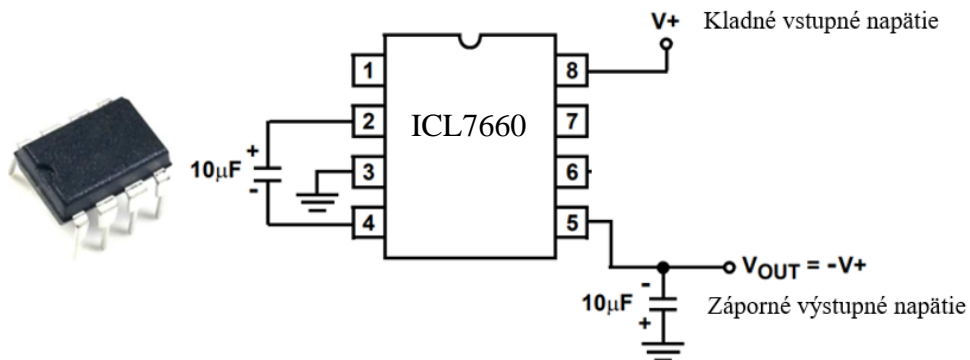
TL062CP je dvojkanálový operačný zosilňovač monolitického integrovaného obvodu, využívajúci technológiu JFET. Jeho prednosťou je nízky šum a nízke harmonické skreslenie. Tento operačný zosilňovač obsahuje teda dva amplifikátory so spoločným napájacím napätím, pre duálne napätie povoleným v rozsahu $\pm 18V$. [31]



Obrázok 21 - Operačný zosilňovač TL062CP – súčiastka a pinový diagram [31]

ICL7660

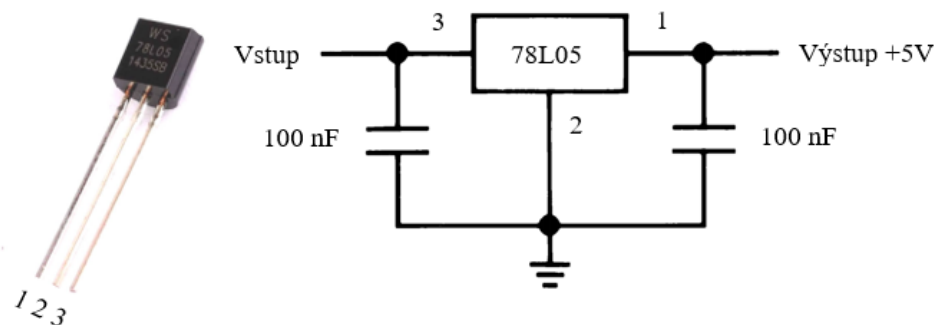
Invertor ICL7660 je monolitický integrovaný CMOS napájací obvod. Vykonáva inverziu napájacieho napätia z kladného na záporné pre vstupný rozsah +1,5V až +10V, výstupom je teda zodpovedajúce napätie v rozsahu -1,5V až -10V. Invertor ICL7660 vyžaduje pre jeho správne fungovanie len dva externé kondenzátory o veľkosti 10 μ F, ktoré sú do obvodu pripojené podľa polarizácie ako je naznačené na pinovom diagrame. [31]



Obrázok 22 - Invertor ICL7660 - súčiastka [33] a pinový diagram [31]

78L05

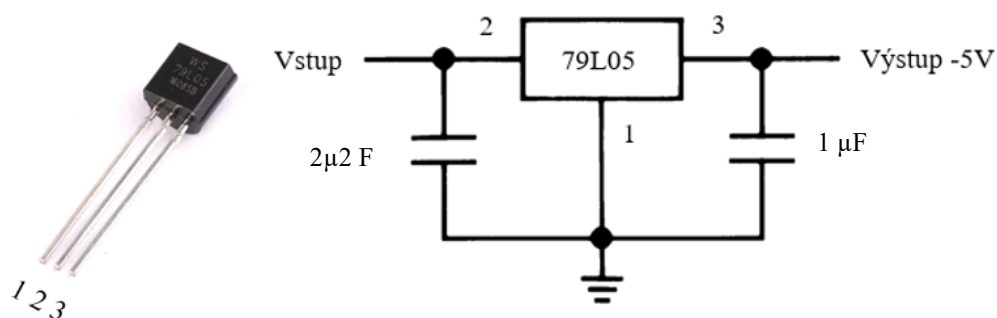
Úlohou stabilizátora napätia 78L05 je udržiavať konštantné napätie na výstupe pri zmene, respektíve kolísaní vstupného napätia. Konkrétne ide o kladný regulátor napätia, ktorý poskytuje výstupné napätie +5V pri vstupnom napätí maximálne +35V. Stabilizátor obsahuje tri piny - vstup, výstup a zem, ako je znázornené na *Obrázok 23*. Externé kondenzátory o veľkosti 100 nF sú použité na vstupnom aj výstupnom konci a používajú sa na filtrovanie šumu spojeného so vstupným napätím. Maximálny prúd, ktorý môže tento integrovaný obvod dodávať je 100 mA. [34]



Obrázok 23 - Stabilizátor napätia 78L05 - súčiastka a pinový diagram [34]

79L05

Stabilizátor napätia 79L05 plní rovnakú funkciu ako 78L05, teda udržiava stálu hodnotu napätia, s rozdielom, že vstupom je záporné napätie, maximálne -35V, a výstupom je záporné napätie stabilizované na -5V. Externe zapojené kondenzátory, tentokrát o veľkosti $2\mu\text{F}$ a $1\mu\text{F}$, opäť plnia rovnakú funkciu - odstraňujú šum.

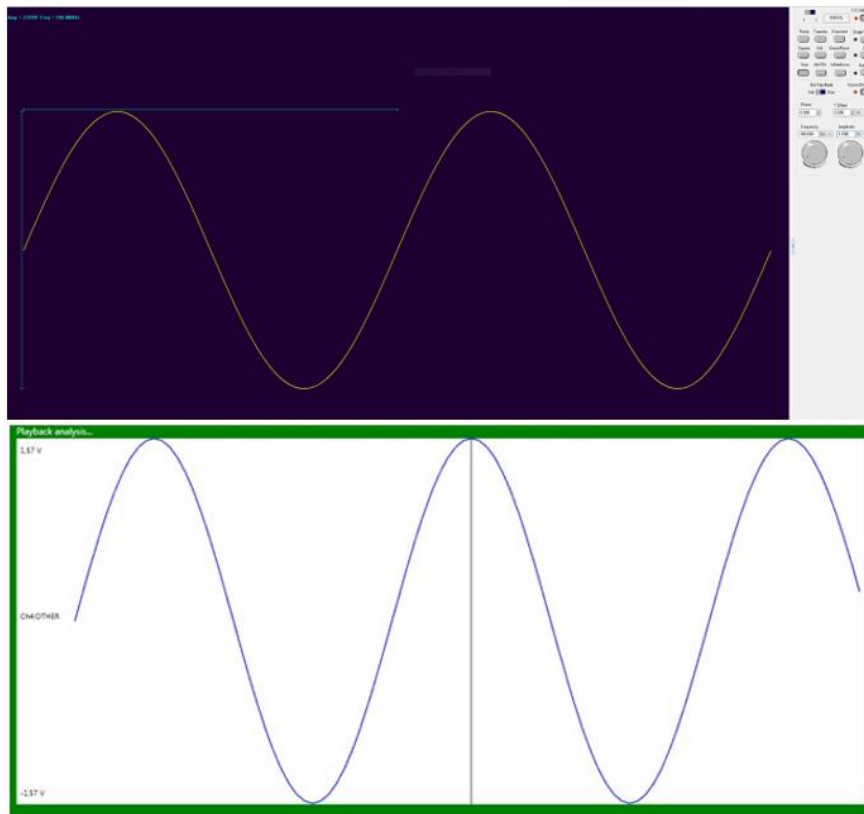


Obrázok 24 - Stabilizátor napätia 79L05 - súčiastka [34] a pinový diagram

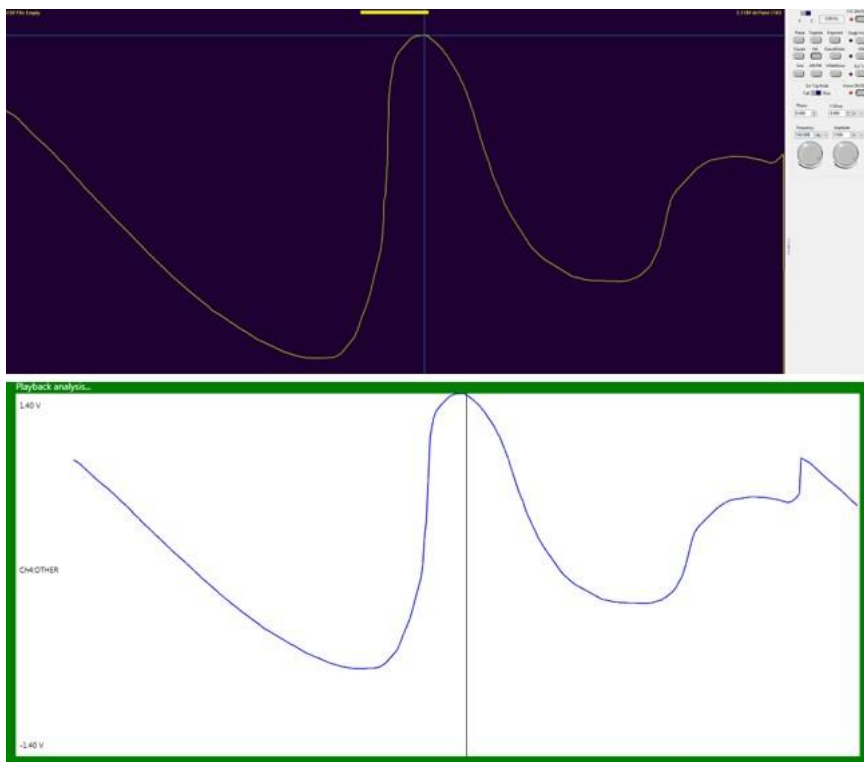
4.6 Overenie správnej realizácie synchronizácie

Nasledujúce riadky poukazujú na to, že zostrojený atenuátor spĺňa svoju funkciu, a teda signál do neho vstupujúci zoslabuje na polovicu a posiela ho na vstup dátového záznamníku, ktorý tento signál zaznamenáva a prenáša do počítača, kde ho pomocou softvéru Myo-Dat možno okamžite zobrazit'. Na *Obrázok 25 hore* je znázornený vygenerovaný sínusový signál o amplitúde 3,2V a frekvencii 100Hz, ktorý vstupuje do atenuátora a následne do dátového záznamníku. Signál zaznamenaný dátovým záznamníkom je zobrazený na *Obrázok 25 dole*. Tento signál má oproti signálu pôvodnému polovičnú amplitúdu a priebeh si zachováva úplne hladký, bez akéhokoľvek rušenia vzniknutého v dôsledku jeho úprav. Navyše si možno všimnúť, že bola schválne zvolená amplitúda generovaného signálu väčšia ako $\pm 2,5\text{V}$, ktorú by dátový záznamník za normálnych okolností nebol schopný zaznamenať. Z obrázku možno mať dojem, že zoslabený signál má amplitúdu ešte väčšiu ako pôvodný, v skutočnosti ide len o rozdielne merítka dvoch nezávislých systémov – generátoru napätia a softvéru Myo-Dat.

Keďže signály vystupujúce z izokinetického dynamometra nie sú sínusového charakteru, funkčnosť systému bola overená aj na signáloch iných charakterov. Zakaždým bol signál spracovaný atenuátorom správne. *Obrázok 26* znázorňuje úpravu signálu náhodného charakteru. Znova sa generovaný signál nachádza v hornej polovici obrázka, a záznamníkom prijímaný signál v dolnej polovici obrázka.

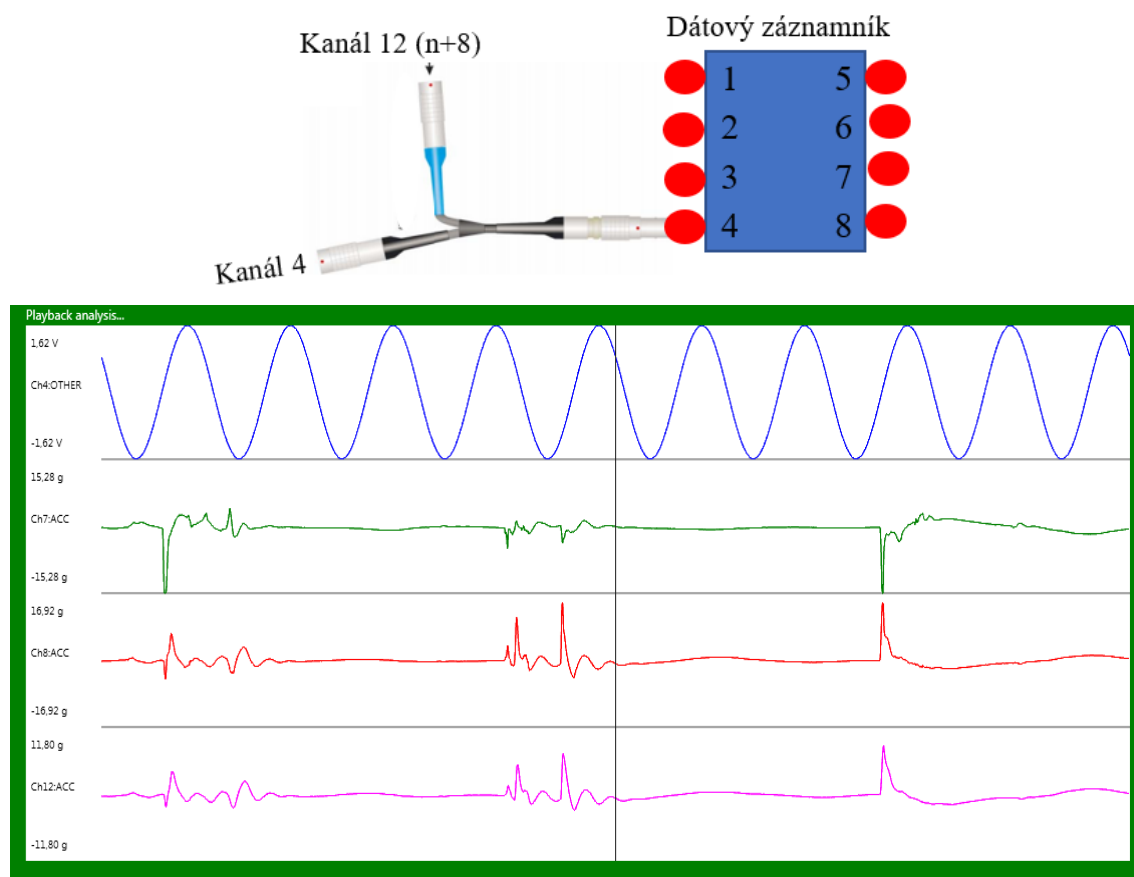


Obrázok 25 - Generovaný sínusový signál – hore, zaznamenaný signál – dole



Obrázok 26 - Generovaný náhodný signál – hore, zaznamenaný signál – dole

Ďalšie potvrdenie funkčnosti systému spočívalo v overení nezávislosti jednotlivých kanálov dátového záznamníka za súčasného využitia Y konektoru zobrazeného na *Obrázok 27 hore*, slúžiaceho na rozšírenie počtu kanálov. Pomocou tohto Y konektoru bol rozšírený konkrétne kanál 4, takže vznikol nový kanál n+8, teda kanál 12. Na čierny konektor kanálu 4 bol privedený sínusový signál z generátora napätia ako v predchádzajúcich zobrazeniach, ktorý prechádzal cez zostrojený atenuátor, zatiaľ čo na modrý konektor kanálu 4, teda na kanál 12 bol privedený signál z akcelerometra snímajúci pohyb v x-ovej ose. Ďalej boli na kanál 7 a 8 privedené signály z akcelerometra zaznamenávajúce pohyb vo zvyšných dvoch osiach. Konkrétne bol na kanál 7 privedený signál zaznamenávajúci pohyb v osi zeta, a na kanál 8 v osi ypsilon. Akcelerometer pri tom snímал náhodné pohyby hornej končatiny. Signály boli síce zaznamenávané naraz, v rovnakom čase, ale zobrazujú sa nezávisle a nijako sa neovplyvňujú. Z daného možno prehlásiť, že synchronizácia sa podarila a atenuátor môže byť použitý na zaznamenávanie signálov z izokinetického dynamometra za súčasného snímania EMG signálov, a to aj za využitia Y konektoru. Záznam na *Obrázok 27 dole* znázorňuje signály v poradí využitých kanálov dátového záznamníka vzostupne. Kanál 4 sa teda zobrazuje ako prvý signál, kanál 7 ako druhý signál, kanál 8 ako tretí signál, a kanál 12 vytvorený pomocou rozdeľujúceho Y konektoru ako štvrtý, teda posledný signál daného záznamu.



Obrázok 27 - Synchronizované signály

5 METODIKA MERANIA

Predložená metodika merania sa riadi pokynmi pre humánny výskum, a bola vopred schválená etickou komisiou FEKT pre biomedicínsky výskum. Námet bol čerpaný na základe overenej metodológie využitej v podobných prácach, bol prispôsobený vzhľadom na ciele a požiadavky tejto práce, a obohatený o vlastné nevyhnutné kroky potrebné pre dosiahnutie zdarných výsledkov.

Merané subjekty si pred testovaním prečítali a dobrovoľne podpísali informovaný súhlas, nachádzajúci sa v *Príloha 3*, týkajúci sa prevádzaného merania, ktorý bol taktiež schválený etickou komisiou FEKT pre biomedicínsky výskum. Okrem toho probandi vyplnili dotazník poskytujúci informácie pre spracovanie a interpretáciu dát ako sú výška, váha, zranenia a iné. Dotazník sa nachádza v *Príloha 4*. Údaje identifikujúce osobu probandov ako meno a priezvisko v práci nie sú uvádzané, probandi teda vystupujú anonymne. Ďalej bolo prostredníctvom dotazníka overené, že merané subjekty za posledných 6 mesiacov neutrpeli žiadne vážne poranenia pohybového aparátu (poranenia hamstringov, roztrhnutie a plastika väzov a iné), alebo v prípade ľahších zranení sa nenachádzajú v rekonvalescenčnej fáze a je im už povolený pohyb v plnom rozsahu a záťaži. Subjekty boli celkovo rozdelení do dvoch skupín: zdraví a po úraze kolenného kĺbu. To znamená, že skúmané subjekty zaradené do skupiny po úraze, utrpeli zranenie v dobe dávnejšej ako je uvádzané vyššie a nie sú pohybovo obmedzené.

V deň merania, pred zahájením samotného merania, podstúpili subjekty rozcvičku na zahriatie organizmu, zameranú predovšetkým na partie, ktoré sú meraním testované – rozhýbanie kolenného kĺbu, precvičenie kvadricepsu a hamstringov. Pred samotným testovaním boli všetci probandi ešte raz oboznámení s danou úlohou merania, boli im podrobne vysvetlené jednotlivé kroky merania, a bolo im zodpovedané na ich otázky. Subjekty boli poučené, že v čase samotného merania, v prípade pocitu bolesti (napr. v kolene), okamžite ohlásia túto skutočnosť výskumnému pracovníkovi, ktorý testovanie preruší a subjekt bude následne z databázy vylúčený. Tento prípad sa však nepredpokladá, nakoľko po dodržaní predošlých bodov je meranie bezpečné a zdraviu neškodné.

Metodika merania pozostáva z dvoch hlavných častí. Prvou je technické zapojenie synchronizovaných prístrojov – izokinetického dynamometra s jednotkou povrchovej elektromyografie, pomocou ktorých sa následne meranie prevádza. Druhá časť, protokol merania pomocou synchronizovaných prístrojov, je tvorená postupom prípravy na meranie, nastaveniami prístroja a samotným meraním svalovej sily subjektu pomocou izokinetického dynamometra za súčasného snímania elektrickej aktivity hláv kvadricepsu, konkrétne zaznamenávanie signálov z m. vastus lateralis a m. vastus medialis pomocou elektród jednotky povrchovej elektromyografie.

5.1 Technické zapojenie synchronizovaných prístrojov

Predložený postup technického zapojenia bol vytvorený ako manuál pre následné prevádzkanie meraní pomocou synchronizovaných prístrojov. Pre lepší prehľad je postup uvádzaný v bodoch, a taktiež zobrazený na *Obrázok 29*. Na základe následne uvedeného postupu boli zapojené aj prístroje počas meraní na subjektoch v rámci tejto práce.

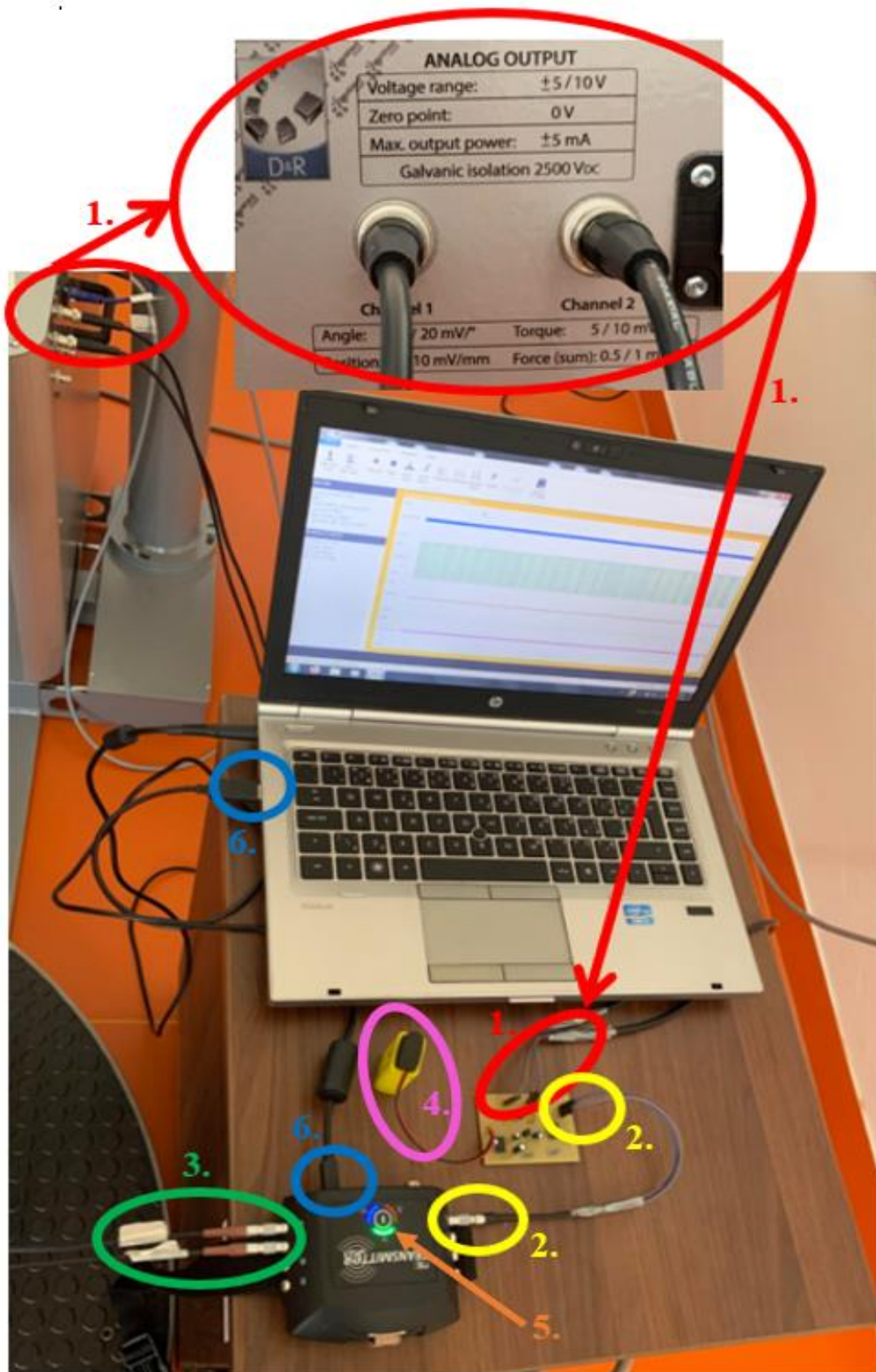
1. Pripojte analógové výstupy z izokinetického dynamometra pomocou zhotovených konektorov do skonštruovanej jednotky – atenuátora.
2. Pripojte výstupy z atenuátora do dátového záznamníku systému MT20 pomocou zhotoveného konektora.
3. Pripojte výstupy z EMG do dátového záznamníku systému MT20 pomocou štvorpinových LEMO konektorov.
4. Pripojte skonštruovaný atenuátor na 9V batériu.
5. Zapnite dátový záznamník.
6. Pripojte dátový záznamník do počítača prostredníctvom USB káblu.

Detail zapojenia atenuátora je zobrazený na *Obrázok 28* a popisujú ho nasledovné body:

- A.) Atenuátor disponuje štyrmi vstupnými pinmi, prvé dva zľava sú konštruované pre signál nesúci informáciu o krútiacom momente a ďalšie dva (viac vpravo) pre signál nesúci informáciu o polohe končatiny subjektu. Hnedé káble sú pripojené k zemi, fialové káble nesú samotné vstupné signály o sile a uhle.
- B.) Atenuátor disponuje tromi výstupnými pinmi. Modrý (horný) kábel prináša do dátového záznamníku upravený signál nesúci informáciu o sile, fialový (dolný) kábel prináša upravený signál nesúci informáciu o uhle. Šedý (prostredný) kábel je spojený so zemou.



Obrázok 28 - Detail zapojenia atenuátora



Obrázok 29 - Zapojenie synchronizovaných prístrojov

5.2 Protokol merania pomocou synchronizovaných prístrojov

Predložený protokol bol vytvorený ako manuál pre následné prevádzanie meraní pomocou synchronizovaných prístrojov. Pre lepší prehľad je uvádzaný v bodoch. Na základe uvedeného postupu bola prevádzaná príprava na meranie, nastavenia prístrojov a merania samotné aj v rámci tejto práce.

A – PRÍPRAVA NA MERANIE

- 1.) Inštruujte subjekt, aby zahrial svoje telo. Typy: beh po dobu 5 minút alebo bicyklovanie na ergometri po dobu 5 minút s odporom 1,5-2 W/kg telesnej hmotnosti s kadenciou medzi 60-90 otáčok/min, 100 preskokov cez švihadlo alebo zahriatie tela pomocou cviku „jumping jack“ zahŕňajúc aspoň 30 výskokov.
- 2.) Sprevádzajte subjekt vhodným dynamickým a statickým strečingom dolných končatín so zameraním na precvičenie štvorhlavého svalu a hamstringov. Zahrňte napríklad cviky ako výpady vpred, či vzad, či hamstringové kudrlinky, tzv. “hamstring curls on a Swiss ball”. Nezabudnite precvičiť obe končatiny.
- 3.) V softvéri izokinetického dynamometru Isomedu 2000 a v softvéri jednotky povrchovej elektromyografie Myo-Date vytvorte profil meraného subjektu.
- 4.) V softvéri Isomedu 2000 nastavte testovaciu sekvenciu merania. Zvoľte meranú končatinu, typ požadovaného merania najprv na koncentrické, potom na excentrické meranie, uhlovú rýchlosť na 60°/s (používanými sú aj 120°/s, 180°/s, 240°/s), zapnite gravitačnú kompenzáciu a nastavte počet opakovaní na 6. (Podľa zámeru si možno zvoliť vlastnú testovaciu sekvenciu.)

Číslo merania	Končatina	Typ kontrakcie	Uhlová rýchlosť	Opakovaní *
1	pravá	koncentrická	60°/s	6
2	pravá	excentrická	60°/s	6
3	ľavá	koncentrická	60°/s	6
4	ľavá	excentrická	60°/s	6

*1 opakovanie = flexia a extenzia končatiny, návrat do počiatočnej polohy

B – NASTAVENIA PRÍSTROJOV

- 1.) Umiestnite subjekt na dynamometer do sediacej polohy s bedrovým uhlom 100°. Upravte polohu subjektu a nastavenia dynamometra tak, aby boky subjektu boli úplne vzadu sedadla a chrbát bol po celej dĺžke v kontakte s opierkou.
- 2.) Iba svaly zodpovedné za extenziu či flexiu dolnej končatiny sa majú podieľať na produkcii svalovej sily, preto je potrebné fixovať ostatné časti tela, ktoré by mohli výslednú silu ovplyvniť a vyprodukovať tak skreslené výsledky. Pomocou fixačného príslušenstva dynamometru fixujte ramená a panvu subjektu.

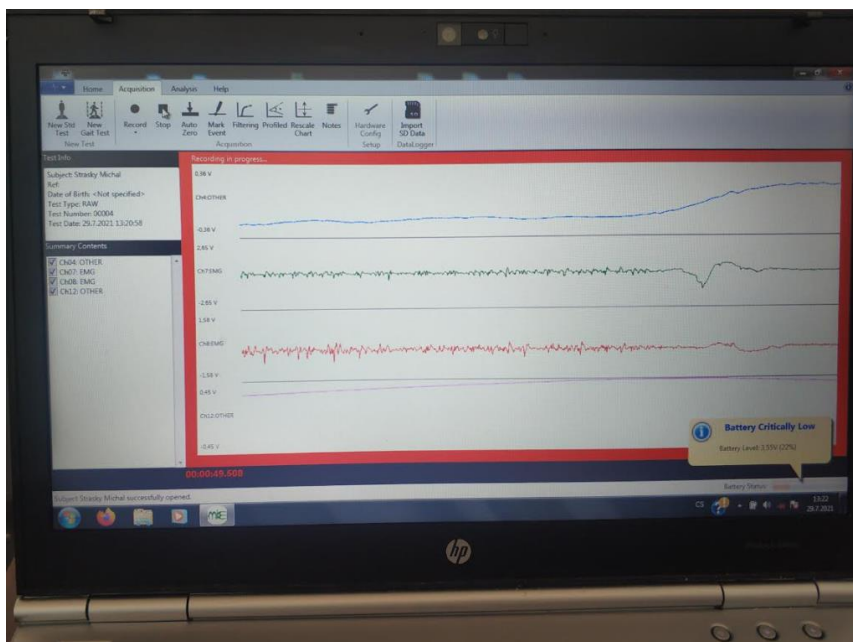
- 3.) Zaistíte aby os rotácie dynamometra bola v jednej línii s osou rotácie testovaného kolena subjektu. Pre presné určenie osi rotácie kolena použijete laserové ukazovátka, ktoré je súčasťou systému.
- 4.) Rameno páky dynamometra pripevníte k distálnej časti holene pomocou vhodného adaptéra. Umiestnite ho 3 cm nad vrchol subjektového členka.
- 5.) Fixujte nastavenia polohy dynamometra a nastavte rozsah pohybu končatiny na 10° až 90°, kde 0° odpovedá úplnej extenzii, a východiskovou pozíciou je vystretá nohu pri uhle 10°.
- 6.) Vyzvite subjekt aby vykonal flexiu aj extenziu po celom rozsahu pohybu. V prípade potreby upravte nastavenia dynamometra a fixačného príslušenstva.
- 7.) Preved'te gravitačnú kompenzáciu váhy končatiny spôsobom, že meranú končatinu subjektu umiestnite do vodorovnej polohy, v ktorej ju podrží dynamometer, noha má byť úplne uvoľnená, dynamometer zväží končatinu a prevedie automatickú gravitačnú kompenzáciu. Meranie bez gravitačnej kompenzácie by viedlo k skresleným hodnotám vyvinutej sily subjektom.
- 8.) Pristúpte k umiestneniu elektród na stehno subjektu, začnite odmastením subjektovej pokožky.
- 9.) Zamerajte sa na konkrétne hlavy kvadricepsu, napríklad na m. vastus lateralis a m. vastus medialis. Na každé svalové bruško skúmaných hláv kvadricepsu umiestnite dve registračné elektródy do vzdialenosti 2 cm od seba pre bipolárne elektródové vedenie. Najlepšiu pozíciu nájdete ohýbaním nohy v kolene a spätným vystieraním, najvhodnejšie miesto je tam, kde spozorujete a nahmatáte najväčšiu kontrakciu danej hlavy. Zemniacu elektródu umiestnite mimo svalové bruško.
- 10.) Fixujte stehno testovanej nohy, fixačný popruh môže prechádzať cez elektródy umiestnené na kvadriceps končatiny.

C - MERANIE

- 1.) Merania prebehnú na základe predom zvolenej testovacej sekvencie. V tomto prípade 4 merania, 2 na pravej nohe – 1 koncentrické a 1 excentrické, potom je potrebné previesť nastavenie prístrojov na ľavú nohu, na ktorej znovu prebehnú 2 merania – 1 koncentrické a 1 excentrické. Dovoľte subjektu aby si pohyb pred meraním vždy vyskúšal a zistil, čo ho bude v rámci testovania čakať.
- 2.) Ukážte subjektom izokinetickú krivku, ktorá sa počas pohybu končatiny vykresľuje na monitore a pre subjekty slúži ako spätná väzba. Vysvetlite im, že počas testu bude takáto krivka vytváraná, a bude odpovedať ich silovému pôsobeniu počas celého rozsahu pohybu. Úlohou subjektov je počas celého merania vyvíjať čo najväčšiu možnú silu.
- 3.) Poučte účastníkov, aby počas všetkých testovacích meraní držali úchyty umiestnené na bočnej strane sedadla, a zvýšili tak stabilizáciu hornej časti tela počas meraní.
- 4.) Keď je subjekt pripravený na meranie, vyzvite ho aby končatinu umiestnil do neutrálnej polohy, ktorou je extenzná pozícia končatiny.

- 5.) Spustíte meranie v softvéri Isomedu 2000, ktorého monitor slúži ako spätná väzba pre subjekt – zobrazuje odpočítavanie do začiatku merania, izokinetickú krivku odrážajúcu silu vyvinutú subjektom, a taktiež zostávajúci počet opakovaní.
- 6.) Spustíte nahrávanie záznamu v softvéri Myo-Dat, ktorý zaznamenáva synchronizované signály z izokinetického dynamometra aj jednotky povrchovej elektromyografie súčasne. V softvéri Myo-Dat spustíte zaznamenávanie dát pomocou tlačítka „Record“.
- 7.) Počas testovacích meraní subjekty povzbudzujte používaním fráz ako „zaber“, „silnejšie“, „pod, ešte zamakaj“ pre docielenie vyvinutia ich maximálnej sily.
- 8.) Po skončení aktuálneho merania ukončíte zaznamenávanie dát v softvéri Myo-Dat pomocou tlačítka „Stop“. Záznam sa automaticky uloží pod profil meraného subjektu.

Pokiaľ sa vychádza zo zapojenia zobrazenom na *Obrázok 28*, v softvéri Myo-Dat sa signál nesúci informáciu o sile, prinesený do záznamníku modrým káblom zobrazí pod kanálom odpovedajúcim číslu pinu dátového záznamníku (kanál 4). Signál prinesený do záznamníku fialovým káblom, nesúci informáciu o uhle sa zobrazí pod kanálom odpovedajúcim číslu pinu dátového záznamníka pripočítaného k číslu 8 (kanál 12). Pokiaľ sú na piny 7 a 8 dátového záznamníku samostatne privedené signály nesúce informáciu o elektrickej aktivite m. vastus medialis a m. vastus lateralis, rovnako, pod kanálom číslo 7 a 8 sa zobrazia aj počas zaznamenávania dát. Zaznamenané signály možno z Myo-Datu exportovať a zahájiť ich ďalšie spracovanie v prostredí Matlab. *Obrázok 30* znázorňuje zaznamenávanie synchronizovaných dát pomocou dátového záznamníku systému MT20 priamo v čase merania.



Obrázok 30 - Zaznamenávanie synchronizovaných dát

6 SPRACOVANIE NAMERANÝCH DÁT

6.1 Výskumný súbor

Na základe protokolu merania uvedom v kapitole 5.2 bolo pomocou synchronizovaných prístrojov - Isomedu 2000 a telemetrického systému MT20, otestovaných 13 športujúcich jedincov vo veku 25 ± 5 rokov. Testovaná skupina je tvorená 6 ženami a 7 mužmi, z toho 3 ženy a 4 muži utrpeli v minulosti istú formu úrazu kolenného kĺbu. Prehľad základných údajov o testovanej skupine zobrazuje nasledujúca *Tabuľka 1*. Tieto a ďalšie údaje boli zozbierané pomocou dotazníku uvedeného v *Príloha 4*, ktorý bol každým meraným subjektom ešte pred zahájením merania vyplnený. Získané dáta slúžia na spracovanie nameraných signálov a interpretáciu výsledkov.

Subjekt	Pohlavie	Vek	Úraz	Špecifikácia: P/L**, druh
A	Žena	23	Nie	
B	Žena	29	Nie	
C	Žena	22	Nie	
D	Žena	23	Áno	P aj L - reparácia chrupaviek
E	Žena	20	Áno	L - operovaná chrupavka a menisky
F	Žena	22	Áno	P – replastika ACL a meniskov
G	Muž	22	Nie	
H	Muž	22	Nie	
I	Muž	26	Nie	
J	Muž	29	Áno	P aj L - plastika ACL a meniskov
K	Muž	20	Áno	L - replastika ACL a meniskov
L	Muž	22	Áno	P - rupnutie v kolene
M	Muž	22	Áno	L - natiahnuté kolaterálne väzy

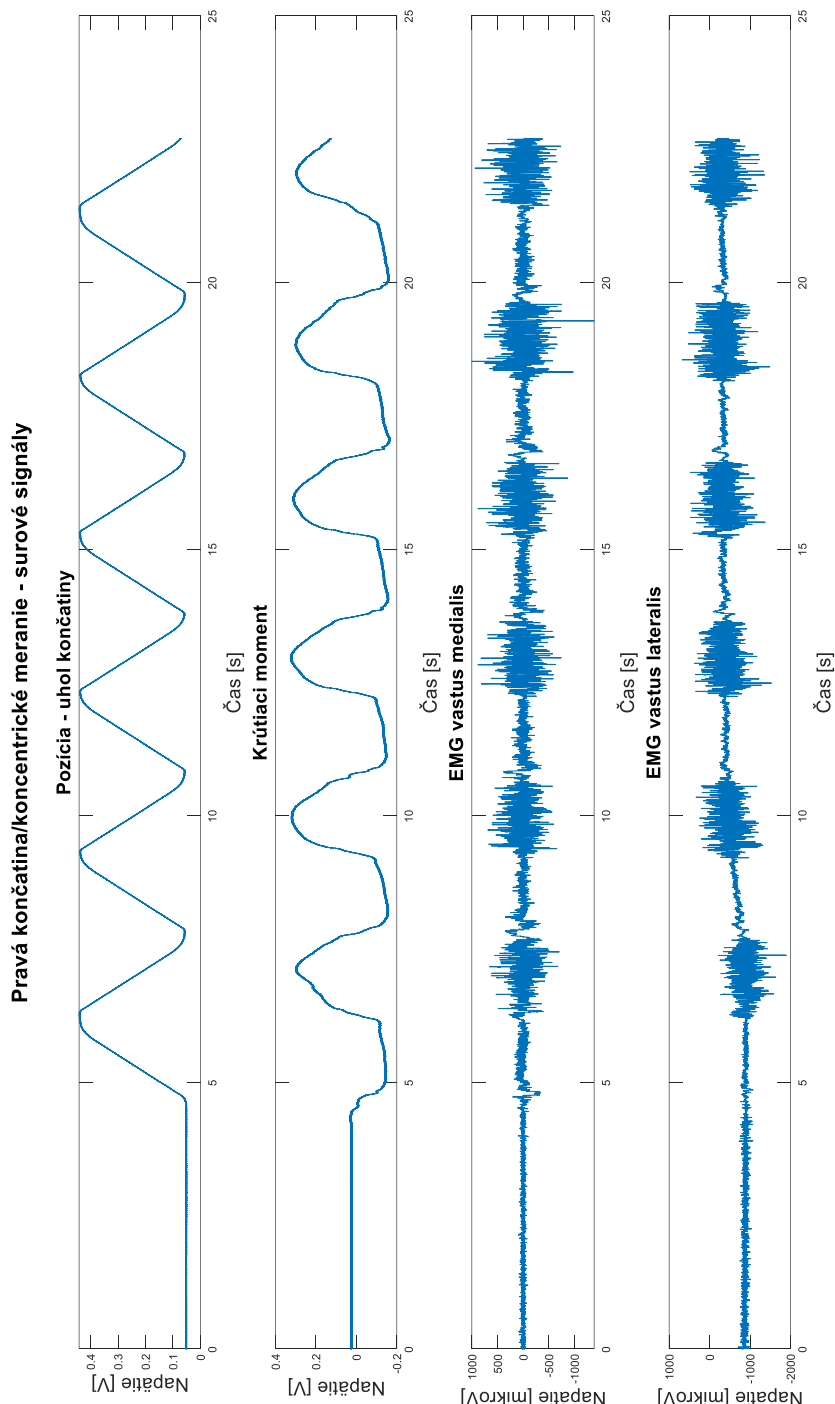
** Úraz P = pravej končatiny / L=ľavej končatiny

Tabuľka 1 - Prehľad testovaných subjektov

6.2 Surové signály

Prostredníctvom dátového záznamníku MT20 boli počas meraní súčasne zaznamenávané signály z izokinetického dynamometru aj elektromyografu so vzorkovacou frekvenciou 4000 Hz. Namerané dáta boli exportované zo softvéru Myo-Dat, prenesené do počítača, a vykreslené v prostredí Matlab. *Obrázok 31* znázorňuje surové signály získané z merania jedného subjektu, konkrétne subjektu D, pravej končatiny, koncentrického merania. Prvý a druhý signál predstavujú signály z Isomedu 2000, prvý nesie informáciu o uhle končatiny, teda o jej aktuálnej pozícii, a druhý o krútiacom momente, resp. sile vyvinutej

jedincom. V prípade tretieho a štvrtého signálu ide o EMG signály. Tretí signál nesie informáciu o elektrickej aktivite m. vastus medialis a štvrtý o elektrickej aktivite m. vastus lateralis. Surové signály boli následne v prostredí Matlab ďalej spracované.



Obrázok 31 - Surové signály z koncentrického merania

6.3 Spracovanie signálov

Každý zo štyroch zaznamenaných signálov si vyžadoval špecifické úpravy, ktoré sú ďalej popísané a zdôvodnené. Komentované kódy prevedené v prostredí Matlab sú spolu so zaznamenanými signálmi dostupné v priloženom Zip súbore v *Príloha 6*.

Signál krútiaceho momentu

Signály z Isomedu 2000 boli pri zaznamenávaní prechodom cez skonštruovanú jednotku aktívneho atenuátora zoslabené na polovicu pôvodného signálu pomocou riešenia uvádzaného v *kapitole 4.5*. Prvým krokom úpravy bolo teda vynásobenie signálu hodnotou 2, a tým získanie skutočných hodnôt. Následne bola potreba previesť prepočet signálu z jednotiek napätia (V) na jednotky krútiaceho momentu (Nm) podľa *kapitoly 4.3*, kde je uvedený popis výstupov z Isomedu 2000, pričom 1 Nm odpovedá napätiu o veľkosti 5 mV. Signál bol následne filtrovaný pomocou Butterworthovho filtru 3. rádu, typu dolnej priepusti s medznou frekvenciou 20 Hz. Butterworthov filter bol použitý pre jeho plochú frekvenčnú odozvu v priepustnom pásme. Týmto bol signál vyhladený, ale výrazné odklony potrebné pre ďalšie spracovanie sa zachovali. Následne boli detekované maximálne hodnoty krútiaceho momentu v čase extenzie aj flexie končatiny. Na záver boli všetky hodnoty krútiaceho momentu prevedené do absolútnych hodnôt, pretože záporná sila značí len opačný pohyb, v uvedenom prípade silové pôsobenie v čase flexie končatiny, kdežto kladné hodnoty predstavujú silové pôsobenie počas extenzie končatiny.

Signál pozície končatiny

Rovnako ako signál krútiaceho momentu, aj signál nesúci informáciu o uhle končatiny bol pôvodne zoslabený, takže v prvom rade bola potreba ho spätne zosilniť vynásobením hodnotou 2. Tento signál si tiež vyžadoval prepočet, konkrétne z jednotiek napätia do jednotiek uhlových stupňov. Prepočet je opäť popísaný v *kapitole 4.3*, vychýlenie od neutrálnej polohy značí zmenu 10 mV na 1°. Následne boli na základe zdetekovaných maximálnych hodnôt krútiaceho momentu, a ďalej aj maximálnych aktivácií m. vastus medialis a m. vastus lateralis určené uhly, pri ktorých boli maximálne silové pôsobenia a elektrické aktivity dosiahnuté. Keďže si signály vďaka synchronizácii časovo odpovedajú, k tomuto kroku postačilo podmienené programovanie s ohľadom na vzorkovaciu frekvenciu.

Signály EMG

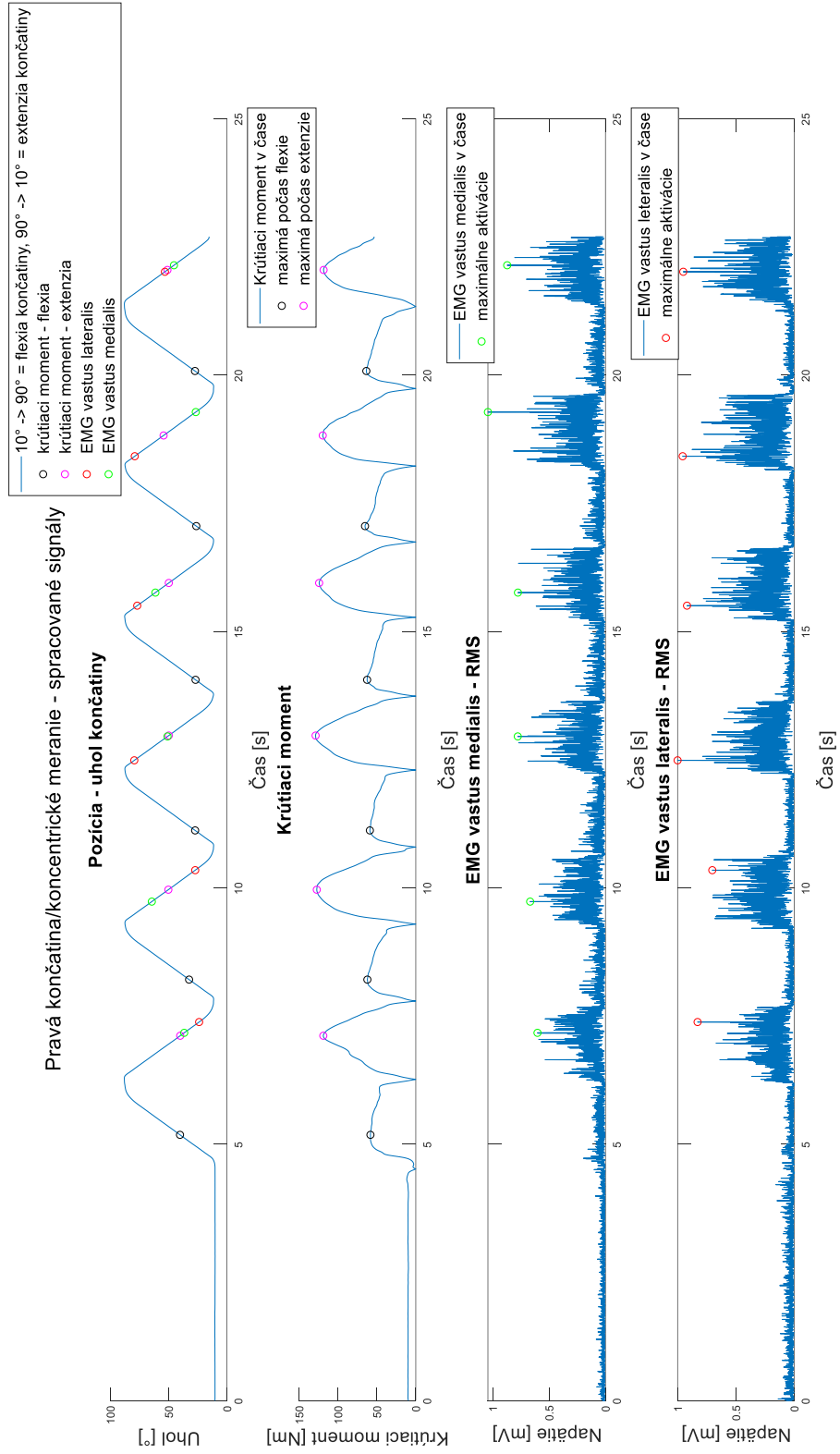
EMG signály pochádzajúce z m. vastus medialis a m. vastus lateralis boli prevedené z jednotiek μV na mV, a ďalej filtrované Butterworthovým filtrom 4. rádu typom hornej priepusti s medznou frekvenciou 20 Hz. Týmto sa zo signálov odstránili nežiaduce

artefakty na nízkych frekvenciách. Následne sa na získanie lineárnej obálky signálov použila metóda RMS (root mean square). Ide o strednú kvadratickú mocninu, tzv. efektívnu hodnotu, ktorá je definovaná ako druhá odmocnina priemeru druhých mocnín vzorkovaného signálu. Posuvné RMS sa vykonáva výberom dĺžky kľzavého okna, v ktorom sa postupne RMS hodnoty pre definovaný počet vzoriek vypočítavajú. Pri spracovaní EMG signálov bola definovaná dĺžka kľzavého okna na desať vzoriek. RMS je mierou intenzity signálu, a teda umožňuje určiť amplitúdu signálu v danom čase, vďaka čomu možno pozorovať aktiváciu daného svalu. Na záver boli detekované maximálne aktivácie m. vastus medialis a m. vastus lateralis dosiahnuté počas všetkých opakovaní merania.

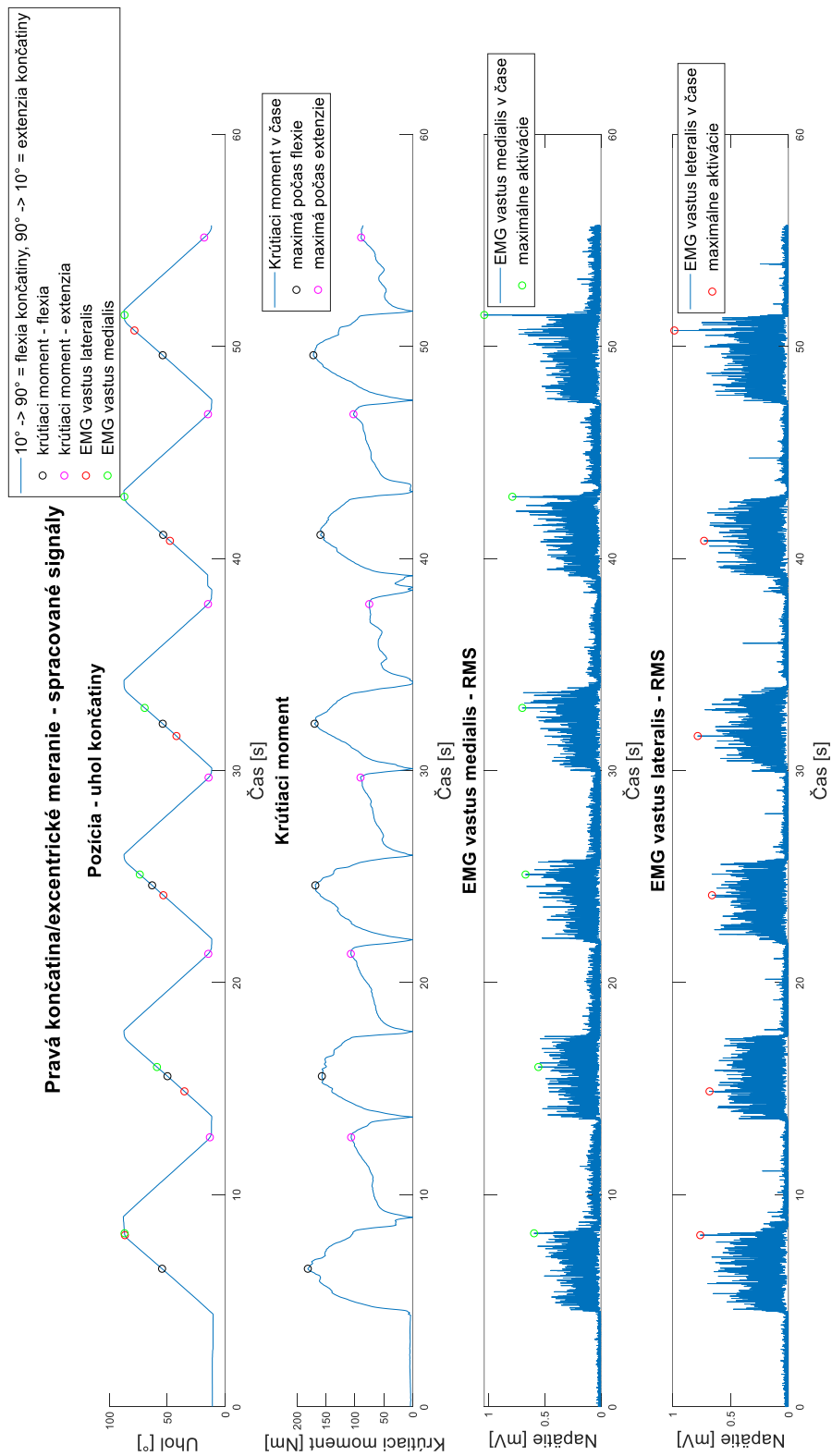
6.3.1 Zobrazenie spracovaných signálov

Obrázok 32 a *Obrázok 33* znázorňujú spracované signály koncentrického a excentrického merania na základe predchádzajúceho popisu. Zdetekované maximálne hodnoty dosiahnuté pri signáloch krútiaceho momentu - zvlášť počas flexie a zvlášť počas extenzie, a elektrických aktivít dvoch hláv kvadricepsu sú špecificky označené rozdielnymi farbami krúžkov, na základe čoho možno podľa farieb sledovať pri akom uhle končatiny k dosiahnutému maximu došlo. Počiatočná pozícia končatiny pri zahájení merania bola 10° , pričom pohyb v rozsahu 10° až 90° značí flexiu končatiny. Pohyb z 90° späť do pozície 10° predstavuje extenziu končatiny.

Obrázok 32 znázorňuje spracované signály z koncentrického merania pravej končatiny subjektu D, kedy sa v čase flexie koncentricky kontrahujú hamstringy a v čase extenzie kvadriceps. Už na pohľad je zjavné, že sila vyvinutá kvadricepsom je podstatne väčšia, čím sa potvrdzujú teoretické predpoklady silnejších kvadricepsov oproti slabším hamstringom. [13] Keďže EMG signály pochádzajú z dvoch hláv kvadricepsu, ktorý sa koncentricky kontrahuje počas extenzie končatiny, je aj m. vastus medialis a m. vastus lateralis elektricky aktívny práve počas extenzie končatiny. Na *Obrázok 33* sú zobrazené spracované signály tentokrát pochádzajúce z excentrického merania pravej končatiny subjektu D, kedy sa počas flexie excentricky kontrahuje kvadriceps, a počas extenzie hamstringy. Keďže je m. vastus medialis a m. vastus lateralis súčasťou kvadricepsu, elektricky aktívne sú tentokrát počas flexie končatiny.



Obrázok 32 - Spracované signály z koncentrického merania



Obrázok 33 - Spracované signály z excentrického merania

6.4 Výsledky meraní a ich interpretácia

Zo spracovaných signálov boli zostrojené tabuľky uvedené v *Príloha 5*. Všetky merania pozostávali zo šiestich opakovaní, pričom výsledkami nachádzajúcimi sa v tabuľkách je stále priemerná hodnota daného parametru zo všetkých šiestich opakovaní merania. U jednotlivých subjektov boli z meraní získané maximálne hodnoty vyvinutej sily kvadricepsami aj hamstringmi počas koncentrických aj excentrických meraní a uhlové stupne nesúce informáciu, v akých pozíciách končatín k daným maximám došlo. Rovnako boli získané aj maximálne hodnoty elektrickej aktivity m. vastus medialis a m. vastus lateralis, a to znova pri koncentrických aj excentrických meraniach vrátane zistenia pozícií, pri ktorých k maximám došlo. Celkovo sa v *Príloha 5* nachádzajú 4 tabuľky, z ktorých sú postupne vyberané dáta potrebné na splnenie nižšie uvedených výskumných otázok. Prvá tabuľka obsahuje dáta namerané z pravej končatiny subjektov, druhá obsahuje taktiež dáta z pravej končatiny subjektov, ale tentokrát už normalizované. Normalizácia bola podľa doporučení prevedená využitím indexu telesnej hmotnosti [56]. Index telesnej hmotnosti bol vypočítaný na základe informácii o výške a hmotnosti každého subjektu a následne boli hodnoty sily a elektrickej aktivity svalov u jednotlivých subjektov vydelené ich vlastným indexom. Tretia a štvrtá tabuľka obsahujú obdobné dáta pre ľavú končatinu. Celkovo bolo položených 5 výskumných otázok, a na základe nameraných parametrov na nich bolo zodpovedané. Vysvetlivky skratiek uvádzaných v tabuľkách pri jednotlivých výskumných otázkach sa nachádzajú v zozname skratiek.

Otázka 1

Je sila mužov a aktivácia ich svalov väčšia v porovnaní so ženami?

	KK	HK	KE	HE	VMK	VLK	VME	VLE
Ženy	5,4310	2,8842	6,6496	3,6781	0,0422	0,0424	0,0374	0,0447
Muži	6,7534	3,5621	8,0618	4,3689	0,0533	0,0525	0,0452	0,0480

Tabuľka 2 - Sila a aktivácia svalov pravej končatiny

	KK	HK	KE	HE	VMK	VLK	VME	VLE
Ženy	4,9710	3,1374	6,4239	3,5323	0,0431	0,0398	0,0384	0,0370
Muži	5,7769	3,1583	6,9085	3,7674	0,0444	0,0493	0,0399	0,0447

Tabuľka 3 - Sila a aktivácia svalov ľavej končatiny

Na základe nameraných výsledkov, ktoré sú uvedené v *Tabuľka 2* a *Tabuľka 3* a predstavujú priemerné normalizované hodnoty sily a aktivácie svalov, možno skonštatovať, že sila mužov vyvinutá kvadricepsom aj hamstringmi je počas koncentrických aj excentrických meraní v porovnaní so ženami väčšia, a to ako v pravej, tak aj v ľavej končatine. Rovnako sa potvrdilo, že maximálna elektrická aktivita hláv kvadricepsu – m. vastus medialis a m. vastus lateralis dosahuje u mužov počas koncentrických aj excentrických meraní vyššie hodnoty u oboch končatín. Z tabuliek uvedených v *Príloha 5* možno vyčítať reálne hodnoty sily a elektrickej aktivity svalov bez prevedenej normalizácie. Napríklad, kvadricepsom pravej končatiny dosiahli počas koncentrického merania ženy v priemere silu 129,2 Nm, zatiaľ čo muži až 176,4 Nm. Kvadricepsom ľavej končatiny dosiahli ženy v priemere 117,84 Nm, muži 151,56 Nm. Na základe týchto výsledkov sa potvrdili teoretické predpoklady, že muži v porovnaní so ženami vykazujú väčší podiel svalovej hmoty, vďaka čomu dokážu vyvinúť väčšiu svalovú silu a ich svaly sú elektricky aktívnejšie. Uvádza sa, že ženy vo všeobecnosti produkujú asi dve tretiny celkovej sily, ktorú produkujú muži. [57] Okrem toho, možno z *Tabuľka 2* a *Tabuľka 3* vyčítať, že počas excentrických meraní dosiahla sila hamstringov aj kvadricepsov v prípade oboch končatín u oboch pohlaví vyššie hodnoty. Tento jav možno vysvetliť prítomnosťou proteínu titínu, ktorý poskytuje zvýšené množstvo sily pri excentrických svalových činnostiach. [58]

Otázka 2

Je viac elektricky aktívny m. vastus medialis alebo m.vastus lateralis?

	VMK/VLK	VME/VLE	VMK/VME	VLK/VLE	KK/KE
Priemer	1,0392	0,9370	1,1803	1,0567	0,8701

Tabuľka 4 - Pomery aktivácie svalov pravej končatiny

	VMK/VLK	VME/VLE	VMK/VME	VLK/VLE	KK/KE
Priemer	1,0108	0,9742	1,1282	1,0952	0,8257

Tabuľka 5 - Pomery aktivácie svalov ľavej končatiny

V *Tabuľka 4* a *Tabuľka 5* sú uvedené pomerové hodnoty aktivácie hláv kvadricepsu vytvorené z priemerných pomerových hodnôt všetkých subjektov. V prípade koncentrického meranie, pomer VMK/VLK predstavujúci aktiváciu m.vastus medialis ku m. vastus lateralis je takmer rovný jednej u oboch končatín, čo značí vyrovnanú schopnosť maximálnej elektrickej aktivity týchto dvoch hláv kvadricepsu. V prípade

excentrického merania disponuje vyššou hodnotou elektrickej aktivity u oboch končatín m. vastus lateralis. Porovnaním m. vastus medialis v prípade koncentrického ku excentrickému meraniu možno pozorovať zvýšenú aktivitu tejto hlavy počas koncentrického cvičenia. M. vastus lateralis taktiež vykázal zvýšenú schopnosť aktivovať sa počas koncentrického merania. Zaujímavosťou je, že napriek tomu, že obe hlavy kvadricepsu dosiahli väčšie maximum aktivácie počas koncentrického merania, celková sila vyvinutá kvadricepsom dosahuje vyššie hodnoty počas excentrického merania, pomer KK/KE. Táto oblasť si vyžaduje hlbšie preskúmanie na väčšom výskumnom súbore, potenciálne by mohla priniesť nový poznatok o súvislosti medzi silou a aktiváciou svalov.

Otázka 3

Nastáva dosiahnutie maximálnej sily kvadricepsu v rovnakom čase ako dosiahnutie maximálnej elektrickej aktivity jeho hláv?

	KK	VMK	VLK	KE	VME	VLE
Priemer	56,2570	42,4406	46,9650	65,9310	51,5187	50,5824

Tabuľka 6 - Uhly, pri ktorých dochádza k maximám v pravej končatine

	KK	VMK	VLK	KE	VME	VLE
Priemer	57,8874	50,0702	43,2201	67,2013	56,7323	47,7737

Tabuľka 7 - Uhly, pri ktorých dochádza k maximám v ľavej končatine

V *Tabuľka 6* a *Tabuľka 7* sú uvedené uhlové stupne, pri ktorých priemerne došlo k vyvinutiu maximálnych síl kvadricepsami aj hamstringmi, a k dosiahnutiu maximálnej elektrickej aktivity hláv kvadricepsu. Zameraním sa na koncentrické meranie kvadricepsu, teda extenziu končatiny, ktorá nastáva od uhlu 90° smerom k uhlu 10°, možno z tabuliek vyššie vyčítať, že v prípade oboch končatín došlo ku dosiahnutiu maximálnej sily kvadricepsom skôr ako ku dosiahnutiu maximálnej elektrickej aktivity jeho hláv m. vastus medialis a m. vastus lateralis. V prípade excentrického merania kvadricepsu, teda počas flexie končatiny zaberajúcej pohyb v smere od 10° ku 90°, pozorujeme, že nastáva opačný jav ako pri koncentrickom meraní. V prípade oboch končatín dochádza najprv k dosiahnutiu maximálnej elektrickej aktivity ako u m. vastus medialis tak aj u m. vastus lateralis, a až neskôr dochádza k dosiahnutiu maximálnej sily kvadricepsom. Bez ohľadu na typ merania, z nameraných výsledkov vyplýva, že kvadricepsy vyvíjajú maximálnu silu v čase keď je končatina skôr ohnutá ako natiahnutá, pretože uhly končatín, pri ktorých k maximám dochádza sa približujú skôr 90° ako 10°.

Hlavy kvadricepsu sa v porovnaní s maximálnou vyvinutou silou celým kvadricepsom maximálne elektricky aktivujú pri menej flexovanej končatine, približne v polovici zaberajúceho pohybu medzi úplnou extenziou a flexiou končatiny. V rámci ďalších štúdií by bolo vhodné zamerať sa na konkrétne zvolené uhly a odsledovať ako sa sila a aktivácia svalov mení v priebehu pohybu končatiny.

Otázka 4

Je sila v zranenej končatine u subjektov, ktorí v minulosti utrpeli úraz kolenného kĺbu, menšia ako v zdravej?

Subjekt	Zdravá končatina	KK	HK	KE	HE
E	Pravá	5,4196	3,7199	6,6250	3,3773
F	Ľavá	5,1463	2,5025	7,2033	2,6577
K	Pravá	9,4299	4,7069	13,4169	6,6785
L	Ľavá	6,9274	3,7355	8,0372	5,3827
M	Pravá	8,2632	3,6177	11,2960	5,5867

Tabuľka 8 - Sila subjektov v ich zdravej končatine

Subjekt	Zranená končatina	KK	HK	KE	HE
E	Ľavá	4,5292	3,0842	5,5359	2,9256
F	Pravá	4,5653	1,7941	5,5819	2,6435
K	Ľavá	7,0680	3,1319	8,8308	4,3366
L	Pravá	6,2608	3,6440	8,3708	4,9118
M	Ľavá	7,0670	3,3763	9,7992	5,2049

Tabuľka 9 - Sila subjektov v ich zranenej končatine

Pre porovnanie sily kvadricepsov aj hamstringov počas koncentrického aj excentrického merania u subjektov, ktorí utrpeli v minulosti úraz kolenného kĺbu len na pravej alebo ľavej končatine sa vytvorila *Tabuľka 8* znázorňujúca ich normalizované maximálne sily

vyvinuté zdravou končatinou a *Tabuľka 9* s ich maximami dosiahnutými končatinou, v ktorej nastal v minulosti úraz. Výsledky ukazujú, že subjekty dokážu zdravou končatinou skutočne vyvinúť väčšiu silu. V 19 z 20 prípadov sa tento jav potvrdil, opak preukázal len subjekt L počas excentrického merania kvadricepsu (v tabuľke žltou), kedy odhliadnuc od normalizovaných hodnôt vyvinul zdravou, teda jeho ľavou končatinou silu 233,28 Nm a pravou 242,97 Nm. Ako subjekt L uviedol v dotazníku, v jeho prípade ide o rupnutie pravého kolena s vyskočením jabĺčka ale následne aj jeho spätným zasunutím do správnej pozície, s následkami občasnnej bolesti a nestability kolena. Celkovo však možno skonštatovať, že samotné porovnanie sily vyvinutej zdravou a zranenou končatinou vykazuje u meraných subjektov istý stupeň bilaterálnej dysbalancie.

Otázka 5

Možno na základe H/Q pomerov rozdeliť pacientov na zdravých a tých, ktorí utrpeli úraz kolenného kĺbu?

Subjekt	HE/KK - P	HK/KK - P	HE/KK - Ľ	HK/KK - Ľ
A	0,6741	0,5031	0,6529	0,5725
B	0,6914	0,4378	0,7709	0,5760
C	0,6963	0,6084	0,9464	0,8516
D	0,7716	0,5031	0,6976	0,5786
E	0,6232	0,6864	0,6460	0,6810
F	0,5790	0,3930	0,5164	0,4863
G	0,5666	0,5532	0,6967	0,6099
H	0,6393	0,6016	0,4170	0,5897
I	0,6379	0,6451	0,7349	0,7777
J	0,4896	0,4644	0,5812	0,5132
K	0,7082	0,4991	0,6136	0,4431
L	0,7845	0,5820	0,7770	0,5392
M	0,6761	0,4378	0,7365	0,4778
Ženy priemer	0,6726	0,5220	0,7050	0,6243
Muži priemer	0,6432	0,5405	0,6510	0,5644

Tabuľka 10 - H/Q pomery pravej aj ľavej končatiny

V štúdií zaoberajúcej sa problematikou H/Q pomerov v rámci odhaľovania unilaterálnych dysbalancií bolo podotknuté, že samotné posúdenie konvenčného pomeru nestačí na predpovedanie možného poškodenia hamstringu alebo poranenia predného skríženého väzu, ale dôležité je súčasne posúdiť funkčný pomer medzi koaktivovanými svalmi. [12] V rámci otázky zaoberajúcej sa H/Q pomermi označujúcimi pomer maximálnej sily hamstringov ku kvadricepsom bol tak riešený jednak konvenčný pomer predstavujúci porovnanie hamstringu koncentrického ku kvadricepsu koncentrickému ako HK/KK, a tiež funkčný pomer označujúci porovnanie hamstringu excentrického ku kvadricepsu koncentrickému ako HE/KK, ktorý predstavuje koaktiváciu svalov kolenného kĺbu počas extenzie končatiny. V *Tabuľka 10* sú pre každého subjektu tieto pomery samostatne určené pre pravú aj ľavú končatinu a dole sú uvedené priemery daných pomerov pre ženy aj mužov zvlášť. Sledovalo sa, či konkrétny subjekt daného pohlavia vykazuje nižší pomer HK/KK a súčasne nižší pomer HE/KK ako je jeho priemerná hodnota v rámci daného pohlavia. V *Tabuľka 10* sú žltou farbou vyznačené zdravé končatiny žien, tyrkysovou zranené končatiny žien, zelenou zdravé končatiny mužov a šedou zranené končatiny mužov. V prípade žien vykázal nižší pomer HK/KK, a zároveň nižší pomer HE/KK v rámci pravej končatiny subjekt F, ktorý skutočne utrpel v minulosti zranenie kolenného kĺbu v pravej končatine. Subjekt D, ktorý rovnako utrpel poranenie pravého kolenného kĺbu vykázal len nižší konvenčný pomer. U žien v rámci ľavej končatiny vykázali nižšie pomery subjekty D, A a F, kdežto z daných zranenie utrpel len subjekt D. U subjektu E, ktorý taktiež utrpel zranenie ľavého kolenného kĺbu sa nižší pomer potvrdil len v prípade funkčného pomeru. V prípade mužov, pravej končatiny sa nižšie pomery potvrdili u subjektu J, ten skutočne utrpel zranenie pravého kolenného kĺbu, u subjektu L, ktorý rovnako utrpel poranenie sa nižšie pomery nepreukázali. V prípade ľavej končatiny mužov sa nižšie pomery odhalili u subjektov J a K, obaja skutočne utrpeli poranenie ľavého kolenného kĺbu, subjekt M, taktiež po zranení ľavého kolenného kĺbu preukázal len nižší pomer konvenčný.

	Správna	Nesprávna	Spolu
Pozitivita	F, J		2
Negativita	A, B, C, E, G, H, I, K, M	D, L	11
Spolu	11	2	13

Tabuľka 11 - Kontingenčná tabuľka pravej končatiny unilaterálnych dysbalancií

	Správna	Nesprávna	Spolu
Pozitivita	D, J, K	A, F	5
Negativita	B, C, G, H, I, L	E, M	8
Spolu	9	4	13

Tabuľka 12 - Kontingenčná tabuľka ľavej končatiny unilaterálnych dysbalancií

Celková presnosť rozdelenie pacientov na zdravých a zranených na základe Q/R pomerov vyšla pre pravú končatinu 85% a pre ľavú 69%. Hodnoty senzitivity sú podstatne nižšie, pre pravú končatinu je to 50% a pre ľavú 60%. Ak by sme tieto výsledky ďalej rozviedli, a vzali do úvahy aj typ poranenia u daného subjektu, napríklad zranenie predného skríženého väzu s následným operačným zákrokom, senzitivita vystúpi na 100% pre pravú aj ľavú končatinu. V *Tabuľka 11* a *Tabuľka 12* sú žltou vyznačené subjekty, ktorých sa poranenie tohto väzu týka. Uvádza sa, že poranenia predného skríženého väzu sú skutočne oveľa závažnejšie ako iné poranenia, majú dlhodobé následky, zvyšujú riziko následného poranenia hamstringov, či vzniku osteoartrózy neskôr v živote. [59] Naopak, dva subjekty z nášho výskumného súboru utrpeli ľahšie poranenia kolenného kĺbu, ktoré si na rozdiel od poranení ostatných subjektov nevyžadovali žiaden operačný zákrok. Konkrétne ide o subjekt L s diagnózou rupnutia v pravom kolene a subjekt M, ktorý mal v minulosti natiahnuté kolaterálne väzy na ľavej končatine. Ani u jedného z týchto dvoch subjektov, ktorí sú v kontingenčných tabuľkách vyššie vyznačení tyrkysovou farbou, sa nižšie H/Q pomery nepreukázali. Subjektom A a F boli v ľavej končatine zistené nižšie H/Q pomery bez toho aby utrpeli zranenie ľavého kolenného kĺbu. Túto skutočnosť možno interpretovať ako potenciálnu unilaterálnu dysbalanciu kolenného kĺbu a subjektom odporučiť cvičenia na posilnenie hamstringov, pretože znížený pomer hamstringov ku kvadricepsu môže hamstringy a predný skrížený väz vystaviť zvýšenému riziku poranenia. Štúdie naznačujú, že už 6-týždňový silový tréning, ktorý kladie dôraz na hamstringy, je dostatočný na výrazné zvýšenie H/Q pomerov. [12] Dalo by sa ešte doplniť, že u subjektu F je prítomná aj unilaterálna dysbalancia v pravej končatine, čo môže byť následkom jeho poranenia predného skríženého väzu a meniskov v tejto končatine, ale nevylučuje sa ani možnosť, že poranenie vzniklo ako následok unilaterálnej dysbalancie, ktorá je aktuálne prítomná aj v ľavej končatine. Pre ďalší výskum by bolo dobré previesť merania pri viacerých uhlových rýchlostiach a odsledovať aký má vplyv rýchlosť pohybu izokinetického dynamometru na výsledné H/Q pomery a elektrické aktivácie svalov. Taktiež sa odporúča zaznamenávať elektrické aktivity nielen z hláv kvadricepsov, ale aj z hláv hamstringov.

ZÁVER

Úvodná kapitola práce je venovaná kolennému kĺbu a svalom zaisťujúcim jeho pohyb. Vysvetlená je podstata ich fungovania, možností vyšetrenia a hodnotenia ich správnej funkcie spolu s možnými poruchami. V rámci práce sú ďalej uvedené kapitoly dva a tri popisujúce medicínske techniky zaoberajúce sa skúmaním aktivity kostrového svalstva, konkrétne ide o izokinetickú dynamometriu a povrchovú elektromyografiu.

Kapitola štyri je venovaná telemetrickému systému MT20, ktorý predstavuje jednotku povrchovej elektromyografie a izokinetickému dynamometru Isomedu 2000. Pre uskutočnenie synchronizácie týchto dvoch prístrojov za využitia dátového záznamníku koncipovaného ako príslušenstva k jednotke povrchovej elektromyografie sú v práci uvedené dva návrhy na zostrojenia aktívneho atenuátora. Jeho potreba spočíva v zoslabení signálov pochádzajúcich z izokinetického dynamometra, ktorých výstupy presahujú napäťovú kapacitu dátového záznamníku. Následne prebehla samotná realizácia atenuátora podľa návrhu 2, ktorý poskytol lepšie riešenie. Zostrojené boli taktiež konektory potrebné na prepojenie izokinetického dynamometru so skonštruovanou jednotkou aktívneho atenuátora a konektory na prenesenie signálov z aktívneho atenuátora do dátového záznamníku.

Po overení úspešnej synchronizácii, bola v rámci piatej kapitoly vytvorená metodika na prevádzanie meraní pomocou synchronizovaných prístrojov, ktorá sa otestovala a osvedčila pri meraniach na skupine trinástich subjektov, a môže ďalej poslúžiť ako manuál pre budúcich výskumných pracovníkov obsluhujúcich synchronizované prístroje. Merania boli zamerané na flexory a extenzory kolenného kĺbu, pričom výskumný súbor pozostával zo zdravých subjektov a aj takých, ktorí v minulosti utrpeli poranenie kolenného kĺbu. Skúmaná bola sila kvadricepsov a hamstringov počas koncentrických aj excentrických meraní za súčasného snímania elektrickej aktivity dvoch hláv kvadricepsu, a to m. vastus medialis a m. vastus lateralis.

Šiesta kapitola je venovaná spracovaniu nameraných signálov v prostredí Matlab, vyhodnoteniu, interpretácii a diskusii výsledkov v rámci zodpovedania piatich výskumných otázok, a zahŕňa aj podnety pre ďalšie štúdie a využitie synchronizovaných prístrojov. Síce sú v práci synchronizované prístroje využité na meranie sily a elektrickej aktivity flexorov a extenzorov kolenného kĺbu, ich ďalšie využitie nie je obmedzené. Umiestnenie elektród systému MT20 závisí len na oblasti záujmu a izokinetický dynamometer Isomed 2000 disponuje okrem kolenného adaptéru aj adaptérom určeným na rameno, členok, lakeť, bedro, či zápästie. A hoci sa prístroj nesie v znamení izokinetického pohybu, v prípade záujmu umožňuje previesť aj izometrické merania. [60]

V práci sú splnené všetky ciele vychádzajúce z jej zadania vrátane hlavnej myšlienky práce, a teda úspešnej synchronizácie izokinetického dynamometru s jednotkou povrchovej elektromyografie a ich praktickým využitím počas meraní.

LITERATURA

- [1] ZRANENIA KOLENA. FYZIO KLINIK [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://fyzioklinik.sk/en/article/zranenia-kolena>
- [2] DUNGL, Pavel. Ortopedie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada Publishing, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.
- [3] Kolenný klb a príčiny ťažkostí s kolenným klbom. Aby šport nebolel [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://abysportnebolel.sk/zdravie/kolenny-klb-a-priciny-tazkosti-s-kolennym-klbom/>
- [4] Kolenný klb. Sportclinic [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://www.sportclinic.sk/kolenny-klb>
- [5] Diagnostika funkčných porúch pohybového systému. Helas Fyzioterapia [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <http://www.helasfyzio.sk/cennik/diagnostika-funkcnych-poruch-pohyboveho-systemu-vysetrenie-fyzioterapeutom>
- [6] FYZIOTERAPIA PRI PORANENIACH MÄKKÝCH ŠTRUKTÚR KOLENA [online]. Bratislava, 2011 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: https://fyzioterapia.net/wp-content/uploads/Bakal%C3%A1rska_pr%C3%A1ca-_koleno2.pdf Bakalárska práca. UNIVERZITA Komenského v Bratislave.
- [7] ELEKTROMYOGRAFICKÉ VYŠETRENIE - EMG - ELEKTROMYOGRAFIA. Kardioklub SK [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <http://www.kardioklub.biznisweb.sk/info/o-vysetreniach/emg-vysetrenie/>
- [8] Evaluácia a stanovenie noriem konvenčného pomeru extenzorov a flexorov kolena u športujúcej mládeže [online]. Praha, 2019 [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: https://ftvs.cuni.cz/FTVS-2310-version1-disertacni_prace.pdf Dizertačná práca. UNIVERZITA Karlova v Praze.
- [9] Physiology of Distinct Modes of Muscular Contraction. International Physiology Journal [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://openaccesspub.org/ipj/article/884>
- [10] Understanding the hamstrings [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://www.morethanmuscle.co.uk/article/understanding-the-hamstrings!-21/>
- [11] Foot Cramps [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://www.foot-pain-explored.com/foot-cramps.html>
- [12] Muscle Imbalances: Testing and Training Functional Eccentric Hamstring Strength in Athletic Populations. Europe PMC [online]. [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: <https://europepmc.org/article/med/29781992>
- [13] Muscle Imbalances: Testing and Training Functional Eccentric Hamstring Strength in Athletic Populations. JoVE Journal [online]. [cit. 2020-12-29]. Dostupné z: <https://www.jove.com/t/57508/muscle-imbances-testing-training-functional-eccentric-hamstring>

- [14] Izokinetika, izokinetická dynamometrie, izokinetické přístroje. Sofistikovaná biomechanická diagnostika lidského pohybu [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-3/o-metod>
- [15] A balanced approach to leg strength [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://www.peakendurancesport.com/endurance-injuries-and-health/muscles-and-tendons/a-balanced-approach-to-leg-strength/>
- [16] Isokinetic dynamometry. Muscle & Nerve [online]. [cit. 2020-12-28]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mus.880131317>
- [17] Design of an isokinetic knee dynamometer for evaluation of functional electrical stimulation strategies. Medical Engineering & Physics [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1350453319301456>
- [18] Electromyography (EMG). Mayo Clinic [online]. [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/emg/about/pac-20393913>
- [19] Electromyography. Wikipedia [online]. [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography>
- [20] Elektromyografie. Wikiskripta [online]. [cit. 2020-12-26]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Elektromyografie>
- [21] Elektromyografie: Přístrojem na elektromyografii. Vitalion [online]. [cit. 2020-12-27]. Dostupné z: <https://vysetreni.vitalion.cz/elektromyografie/>
- [22] Elektromyografie. Fakulta tělesné výchovy a sportu - Univerzita Karlova [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1512.html>
- [23] EMG. Michigan Advanced Neurology Center [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <http://drmidha.com/services/emg>
- [24] Electromyography & Nerve Conduction Velocity. Neurologist [online]. [cit. 2021-01-06]. Dostupné z: <http://neurologistdelhi.com/electromyography-nerve-conduction-velocity/>
- [25] Data synchronization. Wikipedia [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Data_synchronization
- [26] Data Loggers and Data Acquisition. Gemini data loggers [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: https://www.geminiataloggers.com/info/what_is_a_data_logger
- [27] Biomedicínský vysokofrekvenční telemetrický systém: MT20 Návod pro obsluhu. Anglicko. Medical Research, 2010.
- [28] MT20 & DL20 - COMBINED MOBILE TELEMETRY & DATA LOGGER. MIE Medical Research [online]. [cit. 2021-01-05]. Dostupné z: <https://www.mie-uk.com/mt20/index.html>
- [29] D. & R. Ferstl GmbH. *Isomed 2000: The basic units of the Isomed 2000 series*. Germany, 2005.

- [30] Attenuator (electronics). Wikipedia [online]. [cit. 2021-01-04]. Dostupné z: [https://en.wikipedia.org/wiki/Attenuator_\(electronics\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Attenuator_(electronics))
- [31] Operačný zosilňovač TL062CP. *GM ELECTRONIC* [online]. [cit. 2021-8-2]. Dostupné z: <https://www.gme.sk/tl062cp-dip8-texas-instruments>
- [32] ICL7660 DATASHEET. Renesas [online]. [cit. 2021-6-23]. Dostupné z: <https://www.renesas.com/eu/en/document/dst/icl7660-datasheet>
- [33] ICL7660 Charge Pump DC-DC Converter IC. Components101 [online]. [cit. 2021-6-23]. Dostupné z: <https://components101.com/ics/icl7660-charge-pump-dc-dc-converter-ic>
- [34] 78L05 Voltage Regulator. Components 101 [online]. [cit. 2021-8-2]. Dostupné z: <https://components101.com/regulators/78l05-pinout-equivalent-datasheet>
- [35] 100PCS WS79L05 79L05 100mA 5V TO-92 Voltage Regulator Negative [online]. [cit. 2021-6-23]. Dostupné z: <https://www.amazon.com/100PCS-WS79L05-Voltage-Regulator-Negative/dp/B07Q3D4SNR#descriptionAndDetails>
- [36] Hip Anatomy: Vastus Intermedius. Show up fitness [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: https://www.showupfitness.com/blog/2020/7/1/hip-anatomy-vastus-intermedius?fbclid=IwAR0oke0flm2q3TYCdE2ZvX3_uqNVVi6Zzpk1-OrdwFmgrFxoZvLa2VnpTU
- [37] Hamstrings. Core Walking [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://corewalking.com/what-are-the-hamstrings/>
- [38] Artroskopia. Vesalius [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://www.vesalius.sk/co-je-to-artroskopia/>
- [39] Výpočetní tomografie. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/V%C3%BDpo%C4%8Detn%C3%AD_tomografie
- [40] Skiografie. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://www.wikiskripta.eu/w/Skiografie>
- [41] Zobrazovanie magnetickou rezonanciou. Wikipédia [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: https://sk.wikipedia.org/wiki/Zobrazovanie_magnetickou_rezonanciou
- [42] Diagnostické užití ultrazvuku. WikiSkripta [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Diagnostick%C3%A9_u%C5%BEit%C3%AD_ultrazvuku
- [43] Knee pain. Mayo Clinic [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/knee-pain/diagnosis-treatment/drc-20350855>
- [44] Svaly stehna. *Medicina Ronnie* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://medicina.ronnie.cz/c-1449-svaly-stehna.html>
- [45] Kolenní kloub. *Ambulance ortopedie* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://www.ortopedieolomouc.cz/koleno>

- [46] Patelofemorální syndróm. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: https://www.wikiskripta.eu/w/Patelofemor%C3%A1ln%C3%AD_syndrom?fbclid=IwAR1A0pNG-qrXWiVeJgc1goOoDaOv2kVgmK_xSOcSwWaucU6wdP7FVjh4CCs
- [47] Roztrhnutie predného skríženého väzu. *Ortopédia inak* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <http://www.ortopediainak.sk/sk/roztrhnutie-predneho-skrizeneho-vazu>
- [48] Femoropatelární syndrom. *FITPRAHA* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://fitpraha.cz/femoropatelarni-syndrom/?fbclid=IwAR1asfLL1pzhYeEublzj4LXaLwa8jBbubyEwIN1iG9Ooh1VyCxgtueAlFVk>
- [49] HYPERMOBILITA KLOUBŮ A CVIČENÍ. *Daniela Mlchová* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://daniela-fitness.cz/index.php/blog-post/hypermobilita-klobu-a-cviceni/>
- [50] Hamstringy. *Run-magazine* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://run-magazine.cz/hlavni/trenink/posilujte-hamstringy-budete-rychlejsi>
- [51] Problémy s kolenami. *Plní elánu* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://plnielanu.zoznam.sk/problemy-s-kolenami-zmiernite-aj-cvicenim-pomozu-aj-tieto-cviky/>
- [52] KOLENO. *Ort art* [online]. [cit. 2021-7-1]. Dostupné z: <https://ort-art.cz/project/koleno/>
- [53] Technical Data for the Isomed 2000 B and E series. *Isomed 2000* [online]. [cit. 2021-7-7]. Dostupné z: http://www.isomed2000.de/downloads/HP_TDat_ENG.pdf
- [54] COMBINED EMG MOBILE TELEMETRY AND DATA LOGGER. *MIE Medical Research* [online]. [cit. 2021-7-7]. Dostupné z: <https://www.mie-uk.com/mt20/mt20.pdf>
- [55] Memotronic: Focus on what is essential. *Isomed 2000* [online]. [cit. 2021-7-7]. Dostupné z: http://www.isomed2000.de/prod.im.opt.mt.php?lc=en_cn
- [56] Muscle strength testing: use of normalisation for body size. *National Center for Biotechnology Information: National Library of Medicine* [online]. [cit. 2021-8-13]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12141882/>

- [57] Male Relative Muscle Strength Exceeds Females for Bench Press and Back Squat. *Journal of Exercise Physiology* [online]. October 2016 [cit. 2021-8-15]. Dostupné z: https://www.asep.org/asep/asep/JEPonlineOCTOBER2016_Monteiro_Bigio.pdf
- [58] *Using Eccentric Training to Increase Muscle Mass* [online]. [cit. 2021-8-15]. Dostupné z: <https://www.issaonline.com/blog/index.cfm/2020/using-eccentric-training-to-increase-muscle-mass>
- [59] Is There a Potential Relationship Between Prior Hamstring Strain Injury and Increased Risk for Future Anterior Cruciate Ligament Injury? In: *ScienceDirect* [online]. [cit. 2021-8-15]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0003999313010149>
- [60] ISOMED- isokinetic test- and trainings system. *Research Infrastructures in Austria* [online]. [cit. 2021-8-15]. Dostupné z: https://forschungsinfrastruktur.bmbwf.gv.at/en/fi/isomed-isokinetic-test-and-trainings-system_530
- [61] Isokinetic Testing in Patients with Neuromuscular Diseases A Focused Review. *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* [online]. [cit. 2021-8-16]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/232228511_Isokinetic_Testing_in_Patients_with_Neuromuscular_Diseases_A_Focused_Review
- [62] Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *ScienceDirect: Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. [cit. 2021-8-16]. Dostupné z: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1050641120300808?fbclid=IwAR0OLVjkn3sNjSAJnzSc0xLS-LV19wJBuWoSr0tG9I5evWgIm-CH_x42Zyk
- [63] Vastus lateralis muscle. *Wikipedia* [online]. [cit. 2021-8-16]. Dostupné z: https://en.wikipedia.org/wiki/Vastus_lateralis_muscle

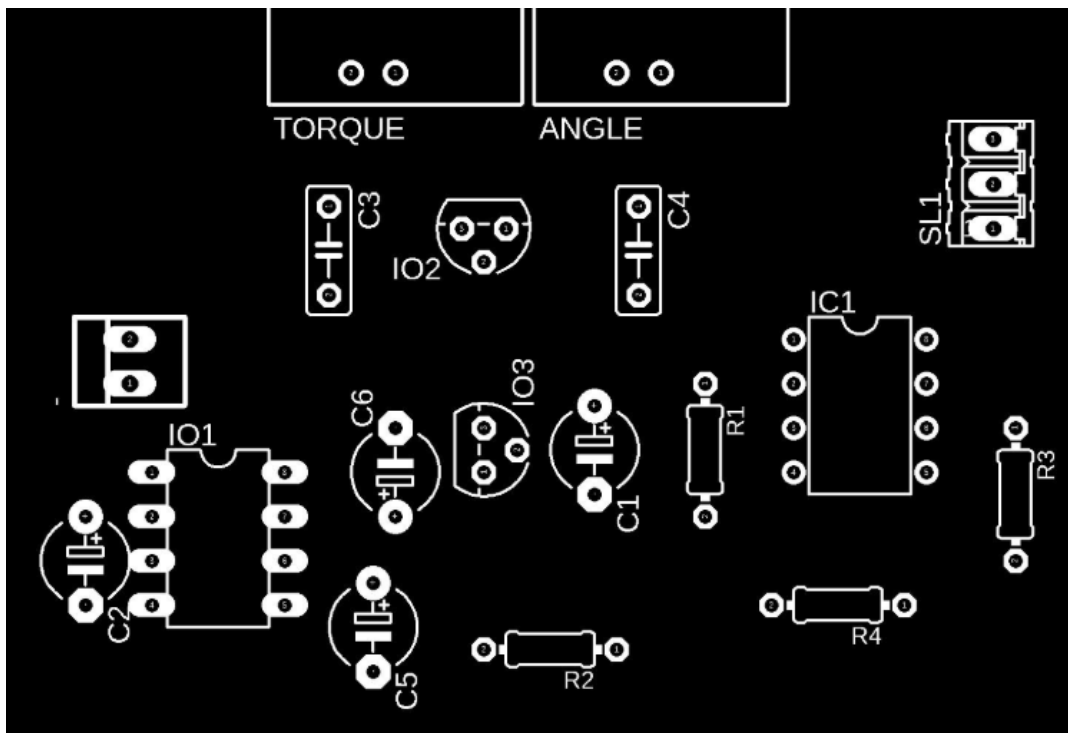
Zoznam skratiek

KK	kvadriceps – koncentrické meranie
HK	hamstringy – koncentrické meranie
KE	kvadriceps – excentrické meranie
HE	hamstringy – excentrické meranie
VMK	m. vastus medialis – koncentrické meranie
VLK	m. vastus lateralis – koncentrické meranie
VME	m. vastus medialis – excentrické meranie
VLE	m. vastus lateralis – excentrické meranie
P	pravá končatina
L	ľavá končatina
H	hamstringy
Q	kvadriceps
ACL	predný skrížený väz

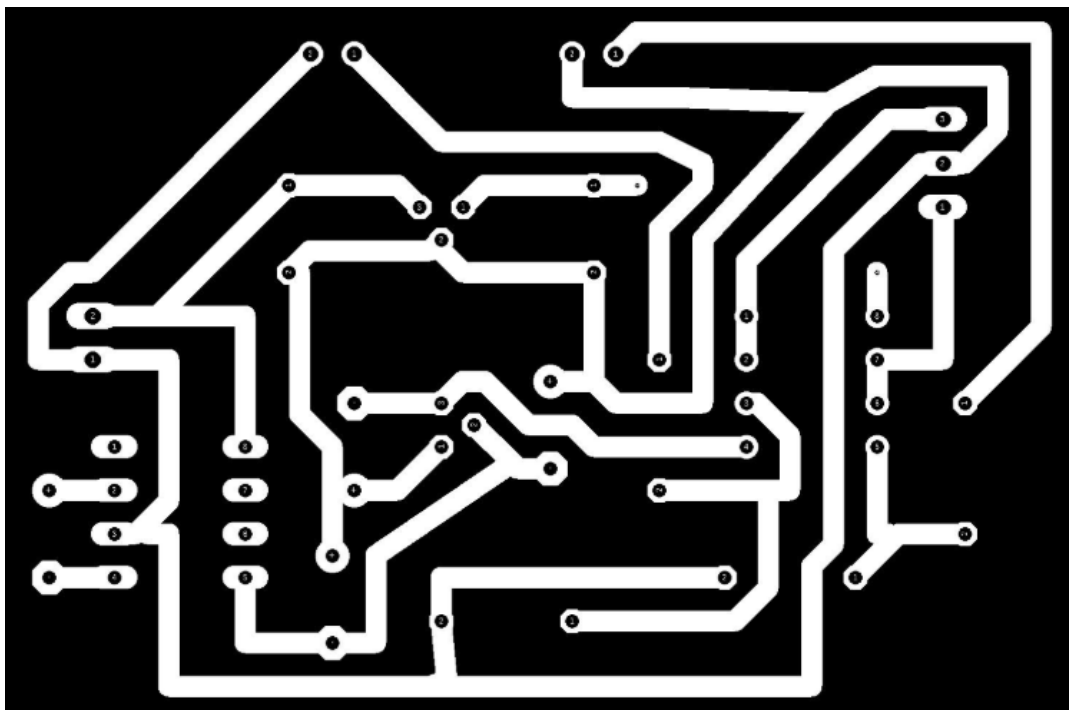
Zoznam príloh

Príloha 1 - Osadzovací výkres	58
Príloha 2 - Doska plošných spojov	58
Príloha 3 - Informovaný súhlas.....	59
Príloha 4 - Dotazník.....	61
Príloha 5 - Spracované výsledky.....	62
Príloha 6 - Zip súbor	66

Príloha 1 - Osadzovací výkres



Príloha 2 - Doska plošných spojov



Príloha 3 - Informovaný súhlas



Informovaný súhlas

k projektu výskumnej činnosti zahrňujúceho merania na ľudských účastníkoch

Meno a priezvisko účastníka projektu:

Názov a forma projektu: Synchronizace a praktické využití izokinetického dynamometru s jednotkou povrchové elektromyografie – bakalárska práca

Autor: Adriána Špaková

Vedúci práce: Mgr. Jan Šťastný, Ph.D.

Popis projektu:

1. Popis projektu a cieľ: Cieľom projektu je uskutočniť merania na skupine subjektov pomocou zosynchronizovaných prístrojov, konkrétne pomocou izokinetického dynamometru (ID) a jednotky povrchovej elektromyografie (sEMG). Práca je zameraná na testovanie svalovej aktivity flexorov (hamstringy) a extenzorov (kvadriceps) kolenného kĺbu. Súčasným meraním pomocou synchronizovaných prístrojov možno získať signály časovo si odpovedajúce, nesúce informáciu o elektrickej aktivite svalstva (z sEMG), momente sily (z ID) a aktuálnej polohe končatiny (z ID). Výsledkom sú tak detailnejšie informácie o stave vyšetrovaného jedinca, čím by sa potenciálne mohli hranice diagnostiky posunúť na ešte vyšší level. Cieľom je uskutočniť merania jak na zdravých jedincoch, tak aj na jedincoch, ktorí v minulosti utrpeli poranenie kolenného kĺbu, a pokúsiť sa tým odsledovať odlišnosti medzi týmito skupinami.
2. Postup projektu: Subjekty podstupujú meranie dobrovoľne, svoj súhlas vyjadrujú podpísaným informovaným súhlasom. Subjektom je pred samotným meraním vysvetlený celý postup merania, následne je zahájená rozcvička podľa presne definovaných bodov slúžiaca na zahriatie organizmu, zaistenie komfortu subjektu a jeho bezpečia počas merania. Nasleduje umiestnenie subjektu na dynamometer do sediacej polohy, fixácia subjektu pomocou popruhov, nastavenie parametrov dynamometra a prevedenie gravitačnej kompenzácie. Následne sa umiestnenia povrchové elektródy na konkrétne svalové skupiny extenzorov kolenného kĺbu. Po splnení všetkých bodov, ktoré predchádzajú meraniu, je ešte raz subjektovi vysvetlená jeho úloha v procese merania, ktorou je v čase izokinetického pohybu končatiny, zaisteného pomocou izokinetického dynamometra, vyvíjať čo najväčšiu silu proti odporu dynamometru, a to ako vo fáze flexie, tak vo fáze

extenzie. Merania sa vykonávajú za rôznych uhlových rýchlostí so zameraním na koncentrické či excentrické kontrakcie, subjekt má vždy po zmene nastavení dynamometra šancu previesť jednu skúšobnú repetíciu aby vedel, čo ho v nasledovnej testovacej fáze čaká. Po ukončení merania sú z končatiny subjektu odobraté povrchové elektródy, fixačné popruhy dynamometra sú uvoľnené a subjekt môže prístroj opustiť. Týmto sa považuje meranie za ukončené.

3. Zaistenie bezpečnosti a prípadné rizika: Bezpečnosť subjektov počína prečítaním a podpísaním informovaných súhlasov, ktoré ich oboznámia s daným meraním. Vyplnením dotazníku sa overuje, že merané subjekty za posledných 6 mesiacov neutrpejú žiadne vážne poranenia pohybového aparátu (poranenia hamstringov, roztrhnutie a plastika väzov a iné), alebo v prípade ľahších zranení sa nenachádzajú v rekonvalescenčnej fáze a je im povolený pohyb v plnom rozsahu. To znamená, že skúmané subjekty zaradené do skupiny po úraze, utrpeli zranenie v dobe dávnejšej ako je uvádzané vyššie a nie sú pohybovo obmedzené. V deň merania, pred zahájením samotného merania, podstúpia subjekty rozcvičku na zahriatie organizmu, zameranú predovšetkým na partie, ktoré sú meraním testované. V čase samotného merania, v prípade že subjekt pocíti bolesť, okamžite ohlásí túto skutočnosť, testovanie sa preruší a subjekt je z databázy vylúčený. Tento prípad sa však nepredpokladá, nakoľko po dodržaní predošlých bodov je meranie bezpečné a zdraviu neškodné.
4. Doba trvania celého projektu (od – do): merania od 21.6.2021 do 23.7.2021
5. Doba trvania zapojenia jednotlivca: 45 minút
6. Počet zapojených účastníkov: 10-12
7. Popis nakladania s dátami: Subjekty vyplňujú dotazník poskytujúci informácie o nich potrebné pre normalizáciu a interpretáciu dát (ako výška, váha, zranenia a iné). Údaje identifikujúce ich osobu (ako meno a priezvisko, rodné číslo) v práci nie sú uvádzané, subjekty vystupujú spolu s ich nameranými dátami anonymne.
8. Zaistenie prístupu k dátam pre mentorov, členov EK a Ústavu (kde je meranie prevádzané): Merania sú prevádzané v laboratóriu CESA VUT, dáta z izokinetického dynamometra a jednotky povrchovej elektromyografie sú synchronizované, zaznamenávajú sa do dátového záznamníku DL20 koncipovaného ako príslušenstvo k MT20 (MT20 & DL20 – COMBINED MOBILE TELEMETRY & DATA LOGGER) od MIE Medical Research.

Účastník svojím podpisom potvrdzuje, že bol zoznamovaný s údajmi podľa Vyhlášky č. 226/2008Sb (s priebehom projektu a so všetkými možnými rizikami a následkami) a súhlasí so zapojením do vyššie uvedeného projektu. Berie na vedomie, že účasť je dobrovoľná a kedykoľvek môže odmietnuť účasť v projekte.

V Brne dňa _____

Podpis účastníka _____

Príloha 4 - Dotazník

Dotazník doplnkových informácií o subjektoch podstupujúcich meranie

Meno a priezvisko:

Dátum narodenia:

Výška:

Váha:

Vykonávaný šport/športové aktivity:

Počet hodín týždenne strávených vyššie uvedenými aktivitami:

Dominantná dolná končatina:

Poranenia dolných končatín (vyplňuj len v prípade úrazu utrpeneho v minulosti)

Poranenie 1:

Noha (zakrúžkuj): pravá/ľavá

Špecifikácia poranenia (napr. koleno – pretrhnutý predný krížny väz s následnou plastikou):

Dátum zranenia:

Spôsob ako ku zraneniu došlo:

Osobné pocity (napr. stále pociťujem oslabenie končatiny alebo necítim rozdiel medzi poranenou a zdravou končatinou):

Poranenie 2:

Noha (zakrúžkuj): pravá/ľavá

Špecifikácia poranenia (napr. koleno – pretrhnutý predný krížny väz s následnou plastikou):

Dátum zranenia:

Spôsob ako ku zraneniu došlo:

Osobné pocity (napr. stále pociťujem oslabenie končatiny alebo necítim rozdiel medzi poranenou a zdravou končatinou):

Príloha 5 - Spracované výsledky

1. Výsledky meraní pravej končatiny

Subjekt	BMI	Kvadriceps_Konc	Uhol_KK	Hamstring_Konc	Uhol_HK	VM_Konc	Uhol_VMK	VL_Konc	Uhol_VLK
A	24,4418	116,3925	40,6674	58,5573	80,2992	0,9063	25,7706	1,0891	31,9293
B	29,3848	144,9749	59,4186	63,4718	48,8648	0,8631	34,4892	0,8654	61,4352
C	24,4898	172,7475	86,9572	105,0958	64,9861	0,8015	75,6862	0,7711	85,1774
D	21,0077	122,9291	49,2884	61,8409	30,1572	0,7902	47,6313	0,8941	56,6589
E	20,2812	109,9169	52,2992	75,4431	76,8563	1,1062	14,9854	1,0210	24,4704
F	23,7118	108,2508	52,3602	42,5419	67,3778	1,4679	29,5099	1,3216	27,1028
G	27,1537	132,3738	50,4211	73,2335	63,8908	1,1081	48,5794	1,3650	39,6799
H	22,6627	133,0446	50,6999	80,0459	67,2345	1,6159	47,0001	2,0261	62,1284
I	24,3375	122,6810	60,6174	79,1436	48,9936	1,7898	40,0445	1,5148	49,6436
J	26,5927	199,5784	56,7042	92,6804	69,8196	1,3255	36,6106	1,6247	28,9121
K	24,4943	230,9794	59,6080	115,2929	57,1128	1,2169	41,6919	0,9698	40,0500
L	29,0256	181,7247	59,0894	105,7681	55,3827	1,0496	63,2439	0,8239	59,6939
M	28,3874	234,5703	53,2099	102,6975	63,5627	1,4750	46,4852	1,0330	43,6635
priemer	25,0747	154,6280	56,2570	81,2164	61,1183	1,1935	42,4406	1,1784	46,9650
ženy	23,8862	129,2020	56,8318	67,8251	61,4236	0,9892	38,0121	0,9937	47,7957
muži	26,0934	176,4218	55,7642	92,6945	60,8567	1,3687	46,2365	1,3368	46,2531

Hamstring_Exc	Uhol_HE	Kvadriceps_Exc	Uhol_KE	VM_Exc	Uhol_VME	VL_Exc	Uhol_VLE
78,4564	34,2323	159,2890	53,4914	0,8687	50,3384	1,2849	56,7228
100,2322	25,7219	179,4737	62,3565	0,9462	39,6503	1,7288	14,6813
120,2830	28,3713	173,5328	87,5723	0,8103	55,3862	0,6140	85,1398
94,8498	15,0252	167,6443	54,8379	0,7226	77,1998	0,7663	57,2398
68,4967	28,7337	134,3627	68,9281	0,6408	65,7136	0,8780	76,0577
62,6816	15,2390	132,3566	67,4155	1,3653	49,3285	1,2305	58,5900
75,0012	28,1799	107,8654	52,6116	0,7219	15,5592	0,9283	17,2253
85,0577	25,4950	171,6497	77,3214	1,6238	68,2066	1,9377	57,4017
78,2593	34,0523	97,1026	62,9853	1,1226	46,8026	1,3440	30,6458
97,7128	22,6871	207,7500	66,6308	1,3134	12,8613	1,2145	35,4784
163,5843	30,9328	328,6368	62,8047	0,9425	54,1177	1,1979	45,4904
142,5679	26,8840	242,9687	70,9458	1,1722	69,4056	0,8990	61,9830
158,5929	25,6218	320,6630	69,2014	1,2457	65,1739	1,0105	60,9148
101,9828	26,2443	186,4073	65,9310	1,0382	51,5187	1,1565	50,5824
87,4999	24,5539	157,7765	65,7669	0,8923	56,2695	1,0838	58,0719
114,3966	27,6933	210,9480	66,0716	1,1632	47,4467	1,2188	44,1628

HE/KK	HK/KE	HK/KK	HE/KE	VMK/VLK	VME/VLE	VMK/VME	VLK/VLE	KK/KE
0,6741	0,3676	0,5031	0,4925	0,8322	0,6761	1,0432	0,8476	0,7307
0,6914	0,3537	0,4378	0,5585	0,9973	0,5473	0,9121	0,5006	0,8078
0,6963	0,6056	0,6084	0,6931	1,0395	1,3197	0,9891	1,2558	0,9955
0,7716	0,3689	0,5031	0,5658	0,8838	0,9430	1,0934	1,1667	0,7333
0,6232	0,5615	0,6864	0,5098	1,0835	0,7298	1,7264	1,1629	0,8181
0,5790	0,3214	0,3930	0,4736	1,1107	1,1096	1,0751	1,0741	0,8179
0,5666	0,6789	0,5532	0,6953	0,8118	0,7777	1,5350	1,4704	1,2272
0,6393	0,4663	0,6016	0,4955	0,7975	0,8380	0,9952	1,0456	0,7751
0,6379	0,8151	0,6451	0,8059	1,1815	0,8353	1,5943	1,1271	1,2634
0,4896	0,4461	0,4644	0,4703	0,8159	1,0815	1,0092	1,3378	0,9607
0,7082	0,3508	0,4991	0,4978	1,2548	0,7868	1,2911	0,8095	0,7028
0,7845	0,4353	0,5820	0,5868	1,2739	1,3039	0,8954	0,9165	0,7479
0,6761	0,3203	0,4378	0,4946	1,4278	1,2329	1,1840	1,0223	0,7315
0,6568	0,4686	0,5319	0,5646	1,0392	0,9370	1,1803	1,0567	0,8701
0,6726	0,4298	0,5220	0,5489	0,9912	0,8876	1,1399	1,0013	0,8172
0,6432	0,5018	0,5405	0,5780	1,0805	0,9794	1,2149	1,1042	0,9155

2. Výsledky meraní pravej končatiny – normalizované

Subjekt	BMI	Kvadriceps_Konc	Uhol_KK	Hamstring_Konc	Uhol_HK	VM_Konc	Uhol_VMK	VL_Konc	Uhol_VLK
A	24,4418	4,7620	40,6674	2,3958	80,2992	0,0371	25,7706	0,0446	31,9293
B	29,3848	4,9337	59,4186	2,1600	48,8648	0,0294	34,4892	0,0295	61,4352
C	24,4898	7,0539	86,9572	4,2914	64,9861	0,0327	75,6862	0,0315	85,1774
D	21,0077	5,8516	49,2884	2,9437	30,1572	0,0376	47,6313	0,0426	56,6589
E	20,2812	5,4196	52,2992	3,7198	76,8563	0,0545	14,9854	0,0503	24,4704
F	23,7118	4,5653	52,3602	1,7941	67,3778	0,0619	29,5099	0,0557	27,1028
G	27,1537	4,8750	50,4211	2,6970	63,8908	0,0408	48,5794	0,0503	39,6799
H	22,6627	5,8706	50,6999	3,5321	67,2345	0,0713	47,0001	0,0894	62,1284
I	24,3375	5,0408	60,6174	3,2519	48,9936	0,0735	40,0445	0,0622	49,6436
J	26,5927	7,5050	56,7042	3,4852	69,8196	0,0498	36,6106	0,0611	28,9121
K	24,4943	9,4299	59,6080	4,7069	57,1128	0,0497	41,6919	0,0396	40,0500
L	29,0256	6,2608	59,0894	3,6440	55,3827	0,0362	63,2439	0,0284	59,6939
M	28,3874	8,2632	53,2099	3,6177	63,5627	0,0520	46,4852	0,0364	43,6635
priemer	25,0747	6,1409	56,2570	3,2492	61,1183	0,0482	42,4406	0,0478	46,9650
ženy	23,8862	5,4310	56,8318	2,8842	61,4236	0,0422	38,0121	0,0424	47,7957
muži	26,0934	6,7493	55,7642	3,5621	60,8567	0,0533	46,2365	0,0525	46,2531

Hamstring_Exc	Uhol_HE	Kvadriceps_Exc	Uhol_KE	VM_Exc	Uhol_VME	VL_Exc	Uhol_VLE
3,2099	34,2323	6,5171	53,4914	0,0355	50,3384	0,0526	56,7228
3,4110	25,7219	6,1077	62,3565	0,0322	39,6503	0,0588	14,6813
4,9116	28,3713	7,0859	87,5723	0,0331	55,3862	0,0251	85,1398
4,5150	15,0252	7,9801	54,8379	0,0344	77,1998	0,0365	57,2398
3,3773	28,7337	6,6250	68,9281	0,0316	65,7136	0,0433	76,0577
2,6435	15,2390	5,5819	67,4155	0,0576	49,3285	0,0519	58,5900
2,7621	28,1799	3,9724	52,6116	0,0266	15,5592	0,0342	17,2253
3,7532	25,4950	7,5741	77,3214	0,0716	68,2066	0,0855	57,4017
3,2156	34,0523	3,9898	62,9853	0,0461	46,8026	0,0552	30,6458
3,6744	22,6871	7,8123	66,6308	0,0494	12,8613	0,0457	35,4784
6,6785	30,9328	13,4169	62,8047	0,0385	54,1177	0,0489	45,4904
4,9118	26,8840	8,3708	70,9458	0,0404	69,4056	0,0310	61,9830
5,5867	25,6218	11,2960	69,2014	0,0439	65,1739	0,0356	60,9148
4,0500	26,2443	7,4100	65,9310	0,0416	51,5187	0,0465	50,5824
3,6781	24,5539	6,6496	65,7669	0,0374	56,2695	0,0447	58,0719
4,3689	27,6933	8,0618	66,0716	0,0452	47,4467	0,0480	44,1628

Hamstring_Exc	Uhol_HE	Kvadriceps_Exc	Uhol_KE	VM_Exc	Uhol_VME	VL_Exc	Uhol_VLE
3,2099	34,2323	6,5171	53,4914	0,0355	50,3384	0,0526	56,7228
3,4110	25,7219	6,1077	62,3565	0,0322	39,6503	0,0588	14,6813
4,9116	28,3713	7,0859	87,5723	0,0331	55,3862	0,0251	85,1398
4,5150	15,0252	7,9801	54,8379	0,0344	77,1998	0,0365	57,2398
3,3773	28,7337	6,6250	68,9281	0,0316	65,7136	0,0433	76,0577
2,6435	15,2390	5,5819	67,4155	0,0576	49,3285	0,0519	58,5900
2,7621	28,1799	3,9724	52,6116	0,0266	15,5592	0,0342	17,2253
3,7532	25,4950	7,5741	77,3214	0,0716	68,2066	0,0855	57,4017
3,2156	34,0523	3,9898	62,9853	0,0461	46,8026	0,0552	30,6458
3,6744	22,6871	7,8123	66,6308	0,0494	12,8613	0,0457	35,4784
6,6785	30,9328	13,4169	62,8047	0,0385	54,1177	0,0489	45,4904
4,9118	26,8840	8,3708	70,9458	0,0404	69,4056	0,0310	61,9830
5,5867	25,6218	11,2960	69,2014	0,0439	65,1739	0,0356	60,9148
4,0500	26,2443	7,4100	65,9310	0,0416	51,5187	0,0465	50,5824
3,6781	24,5539	6,6496	65,7669	0,0374	56,2695	0,0447	58,0719
4,3689	27,6933	8,0618	66,0716	0,0452	47,4467	0,0480	44,1628

3. Výsledky meraní ľavej končatiny

Subjekt	BMI	Kvadriceps_Konc	Uhol_KK	Hamstring_Konc	Uhol_HK	VM_Konc	Uhol_VMK	VL_Konc	Uhol_VLK
A	24,4418	114,7124	39,0766	65,6723	85,6772	1,0122	35,5974	1,1243	28,8644
B	29,3848	116,1825	58,0513	66,9254	45,7069	1,0419	86,1512	0,6894	73,8480
C	24,4898	145,0250	86,6543	123,5085	63,8297	0,8116	57,6842	0,7075	52,8236
D	21,0077	117,2590	50,9795	67,8508	37,5580	1,0364	57,1632	0,7325	62,7854
E	20,2812	91,8575	70,4130	62,5509	87,0331	0,9648	35,5290	0,9802	15,8282
F	23,7118	122,0290	58,8059	59,3386	81,9313	1,2286	42,3504	1,3502	28,4827
G	27,1537	109,9743	46,6306	67,0702	77,1967	1,5174	31,8209	1,5346	23,7585
H	22,6627	127,1449	58,2882	74,9770	69,1071	1,8229	37,6377	1,7804	62,5341
I	24,3375	101,2330	56,5477	78,7270	66,0351	1,0030	53,9531	1,1329	35,1311
J	26,5927	147,7524	52,9753	75,8211	79,2864	0,8897	56,2466	1,3018	38,0588
K	24,4943	173,1237	60,3581	76,7126	44,6106	0,8048	50,3526	1,0635	56,2656
L	29,0256	201,0719	55,1716	108,4245	40,3600	0,9906	61,0760	1,1988	45,1369
M	28,3874	200,6144	58,5834	95,8448	68,5578	0,9327	45,3502	0,8417	38,3438
priemer	25,0747	135,9985	57,8874	78,7249	65,1454	1,0813	50,0702	1,1106	43,2201
ženy	23,8862	117,8442	60,6634	74,3078	66,9560	1,0159	52,4125	0,9307	43,7721
muži	26,0934	151,5592	55,5078	82,5110	63,5934	1,1373	48,0624	1,2648	42,7470

Hamstring_Exc	Uhol_HE	Kvadriceps_Exc	Uhol_KE	VM_Exc	Uhol_VME	VL_Exc	Uhol_VLE
74,8968	32,4866	139,7748	58,5141	0,7637	37,5952	1,0532	66,0217
89,5634	37,4379	172,8722	67,1097	0,9053	33,8014	0,7625	29,1052
137,2575	37,9618	146,9449	85,1643	0,8493	87,6763	0,7036	88,1798
81,7979	24,6519	172,3137	62,6887	1,0034	52,8134	0,7272	48,4553
59,3358	31,6249	112,2758	66,0331	0,6124	54,8057	0,6364	53,9086
63,0188	17,0152	170,8032	76,0809	1,3187	76,8915	1,3828	58,4184
76,6198	21,8330	117,8208	50,4443	1,1543	26,7682	1,0563	18,6912
53,0205	27,9628	106,3170	52,5346	1,0751	38,5724	1,1446	29,6715
74,4006	21,8270	137,1096	75,1440	1,1831	47,9222	1,2587	58,0126
85,8694	34,7571	186,9018	65,2640	1,0216	77,5330	1,3129	44,6264
106,2214	18,0530	216,3034	74,3315	0,7016	83,0913	0,9376	63,7123
156,2361	26,6672	233,2832	66,4224	1,0306	53,4849	1,1596	46,0441
147,7536	33,2088	278,1741	73,8850	1,0871	66,5650	1,2597	16,2114
92,7686	28,1144	168,5303	67,2013	0,9774	56,7323	1,0304	47,7737
84,3117	30,1964	152,4974	69,2652	0,9088	57,2639	0,8776	57,3481
100,0174	26,3299	182,2728	65,4323	1,0362	56,2767	1,1613	39,5671

HE/KK	HK/KE	HK/KK	HE/KE	VMK/VLK	VME/VLE	VMK/VME	VLK/VLE	KK/KE
0,6529	0,4698	0,5725	0,5358	0,9003	0,7252	1,3253	1,0675	0,8207
0,7709	0,3871	0,5760	0,5181	1,5114	1,1872	1,1510	0,9041	0,6721
0,9464	0,8405	0,8516	0,9341	1,1471	1,2070	0,9556	1,0055	0,9869
0,6976	0,3938	0,5786	0,4747	1,4149	1,3798	1,0329	1,0074	0,6805
0,6460	0,5571	0,6810	0,5285	0,9843	0,9623	1,5754	1,5402	0,8181
0,5164	0,3474	0,4863	0,3690	0,9099	0,9536	0,9317	0,9764	0,7144
0,6967	0,5693	0,6099	0,6503	0,9888	1,0928	1,3146	1,4528	0,9334
0,4170	0,7052	0,5897	0,4987	1,0238	0,9393	1,6955	1,5555	1,1959
0,7349	0,5742	0,7777	0,5426	0,8854	0,9399	0,8478	0,9001	0,7383
0,5812	0,4057	0,5132	0,4594	0,6834	0,7781	0,8709	0,9916	0,7905
0,6136	0,3547	0,4431	0,4911	0,7567	0,7482	1,1471	1,1343	0,8004
0,7770	0,4648	0,5392	0,6697	0,8263	0,8887	0,9612	1,0338	0,8619
0,7365	0,3445	0,4778	0,5312	1,1081	0,8630	0,8580	0,6682	0,7212
0,6759	0,4934	0,5920	0,5541	1,0108	0,9742	1,1282	1,0952	0,8257
0,7050	0,4993	0,6243	0,5600	1,1446	1,0692	1,1620	1,0835	0,7821
0,6510	0,4883	0,5644	0,5490	0,8961	0,8929	1,0993	1,1052	0,8631

4. Výsledky meraní ľavej končatiny – normalizované

Subjekt	BMI	Kvadriceps_Konc	Uhol_KK	Hamstring_Konc	Uhol_HK	VM_Konc	Uhol_VMK	VL_Konc	Uhol_VLK
A	24,4418	4,6933	39,0766	2,6869	85,6772	0,0414	35,5974	0,0460	28,8644
B	29,3848	3,9538	58,0513	2,2776	45,7069	0,0355	86,1512	0,0235	73,8480
C	24,4898	5,9219	86,6543	5,0433	63,8297	0,0331	57,6842	0,0289	52,8236
D	21,0077	5,5817	50,9795	3,2298	37,5580	0,0493	57,1632	0,0349	62,7854
E	20,2812	4,5292	70,4130	3,0842	87,0331	0,0476	35,5290	0,0483	15,8282
F	23,7118	5,1463	58,8059	2,5025	81,9313	0,0518	42,3504	0,0569	28,4827
G	27,1537	4,0501	46,6306	2,4700	77,1967	0,0559	31,8209	0,0565	23,7585
H	22,6627	5,6103	58,2882	3,3084	69,1071	0,0804	37,6377	0,0786	62,5341
I	24,3375	4,1596	56,5477	3,2348	66,0351	0,0412	53,9531	0,0466	35,1311
J	26,5927	5,5561	52,9753	2,8512	79,2864	0,0335	56,2466	0,0490	38,0588
K	24,4943	7,0679	60,3581	3,1319	44,6106	0,0329	50,3526	0,0434	56,2656
L	29,0256	6,9274	55,1716	3,7355	40,3600	0,0341	61,0760	0,0413	45,1369
M	28,3874	7,0670	58,5834	3,3763	68,5578	0,0329	45,3502	0,0297	38,3438
priemer	25,0747	5,4050	57,8874	3,1486	65,1454	0,0438	50,0702	0,0449	43,2201
ženy	23,8862	4,9710	60,6634	3,1374	66,9560	0,0431	52,4125	0,0397	43,7721
muži	26,0934	5,7769	55,5078	3,1583	63,5934	0,0444	48,0624	0,0493	42,7470

Hamstring_Exc	Uhol_HE	Kvadriceps_Exc	Uhol_KE	VM_Exc	Uhol_VME	VL_Exc	Uhol_VLE
3,0643	32,4866	5,7187	58,5141	0,0312	37,5952	0,0431	66,0217
3,0480	37,4379	5,8831	67,1097	0,0308	33,8014	0,0259	29,1052
5,6047	37,9618	6,0002	85,1643	0,0347	87,6763	0,0287	88,1798
3,8937	24,6519	8,2024	62,6887	0,0478	52,8134	0,0346	48,4553
2,9256	31,6249	5,5359	66,0331	0,0302	54,8057	0,0314	53,9086
2,6577	17,0152	7,2033	76,0809	0,0556	76,8915	0,0583	58,4184
2,8217	21,8330	4,3390	50,4443	0,0425	26,7682	0,0389	18,6912
2,3395	27,9628	4,6913	52,5346	0,0474	38,5724	0,0505	29,6715
3,0570	21,8270	5,6337	75,1440	0,0486	47,9222	0,0517	58,0126
3,2291	34,7571	7,0283	65,2640	0,0384	77,5330	0,0494	44,6264
4,3366	18,0530	8,8308	74,3315	0,0286	83,0913	0,0383	63,7123
5,3827	26,6672	8,0372	66,4224	0,0355	53,4849	0,0400	46,0441
5,2049	33,2088	9,7992	73,8850	0,0383	66,5650	0,0444	16,2114
3,6589	28,1144	6,6849	67,2013	0,0392	56,7323	0,0412	47,7737
3,5323	30,1964	6,4239	69,2652	0,0384	57,2639	0,0370	57,3481
3,7674	26,3299	6,9085	65,4323	0,0399	56,2767	0,0447	39,5671

HE/KK	HK/KE	HK/KK	HE/KE	VMK/VLK	VME/VLE	VMK/VME	VLK/VLE	KK/KE
0,6529	0,4698	0,5725	0,5358	0,9003	0,7252	1,3253	1,0675	0,8207
0,7709	0,3871	0,5760	0,5181	1,5114	1,1872	1,1510	0,9041	0,6721
0,9464	0,8405	0,8516	0,9341	1,1471	1,2070	0,9556	1,0055	0,9869
0,6976	0,3938	0,5786	0,4747	1,4149	1,3798	1,0329	1,0074	0,6805
0,6460	0,5571	0,6810	0,5285	0,9843	0,9623	1,5754	1,5402	0,8181
0,5164	0,3474	0,4863	0,3690	0,9099	0,9536	0,9317	0,9764	0,7144
0,6967	0,5693	0,6099	0,6503	0,9888	1,0928	1,3146	1,4528	0,9334
0,4170	0,7052	0,5897	0,4987	1,0238	0,9393	1,6955	1,5555	1,1959
0,7349	0,5742	0,7777	0,5426	0,8854	0,9399	0,8478	0,9001	0,7383
0,5812	0,4057	0,5132	0,4594	0,6834	0,7781	0,8709	0,9916	0,7905
0,6136	0,3547	0,4431	0,4911	0,7567	0,7482	1,1471	1,1343	0,8004
0,7770	0,4648	0,5392	0,6697	0,8263	0,8887	0,9612	1,0338	0,8619
0,7365	0,3445	0,4778	0,5312	1,1081	0,8630	0,8580	0,6682	0,7212
0,6759	0,4934	0,5920	0,5541	1,0108	0,9742	1,1282	1,0952	0,8257
0,7050	0,4993	0,6243	0,5600	1,1446	1,0692	1,1620	1,0835	0,7821
0,6510	0,4883	0,5644	0,5490	0,8961	0,8929	1,0993	1,1052	0,8631

Príloha 6 - Zip súbor

V priloženom Zip súbore sa nachádzajú namerané signály a naprogramované funkcie s okomentovanými kódmi slúžiace na spracovanie nameraných signálov. Spracovanie signálov prebehlo v prostredí Matlab.