

Měření elektroimpedanční myografie

Measurement of Electrical Impedance Myography

Pavla Jalowiczorzová

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Ing. Martin Schmidt

Ostrava, 2022

Zadání bakalářské práce

Student: **Pavla Jalowiczorzová**
Studijní program: B0714A060016 Biomedicínská technika
Téma: **Měření elektroimpedanční myografie**
Measurement of Electrical Impedance Myography
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení s elektrickými parametry lidských tkání.
2. Seznámení se základními principy měření bioimpedance a elektroimpedanční myografie (EIM).
3. Návrh a realizace experimentálního měření EIM na několika subjektech v různých podmínkách.
4. Analýza výsledků a určení faktorů ovlivňujících hodnotu impedance svalů.
5. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] PENHAKER, Marek, Martin IMRAMOVSKÝ, Petr TIEFENBACH a František KOBZA. *Lečebné diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004, 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [2] GRIMNES, Sverre a Orjan G. MARTINSEN. *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*. 3. Amsterdam: Elsevier, 2015. ISBN 978-0-12-411470-8.
- [3] MALMIVUO, Jaakko a Robert PLONSEY. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, USA, 1995. ISBN: 978-0195058239.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Martin Schmidt**

Datum zadání: 01.09.2021

Datum odevzdání: 30.04.2022

prof. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.
vedoucí katedry

prof. Ing. Jan Platoš, Ph.D.
děkan fakulty

Abstrakt

Práce se zabývá měřením elektroimpedanční myografie (EIM). Cílem práce bylo zhodnocení, zda se impedance svalů spolu s fázovým úhlem mění při změně úhlu kloubu nebo při kontrakci svalu a porovnání získaných výsledků s publikacemi, jenž se zabývají stejnou problematikou. Na začátku práce je seznámení s elektrickými vlastnostmi tkání, základními principy bioimpedance a EIM. Následně je provedena rešerše, ověření přesnosti přístroje a je navrženo schéma měření pro 11 subjektů, kdy je využíváno tetrapolární zapojení elektrod na bicepsu a potom na bicepsu a předloktí. Zprvu je měřena impedance a fázový úhel nejdříve pro různé úhly loketního kloubu a potom různé intenzity izometrické kontrakce pomocí dodaného přístroje. Výsledky průběhů jsou zprůměrovány dle jednotlivých úseků a vyhodnoceny na základě tabulek a grafů. Z dosažených výstupů lze konstatovat, že se impedance spolu s fázovým úhlem mění spolu se změnou úhlu loketního kloubu a taky spolu s kontrakcí (impedance v řádech Ohmů a fázový úhel v desetinných číslech stupňů).

Klíčová slova

elektroimpedanční myografie, měření bioimpedance, elektrická impedance

Abstract

The thesis deals with the measurement of electroimpedance myography (EIM). The aim of the study was to evaluate whether the muscle impedance with the phase angle changes when the joint angle changes or when the muscle contracts, and to compare the obtained results with publications that deal with the same issues. At the beginning of the work is an introduction to the electrical properties of tissues, the basic principles of bioimpedance and EIM. Subsequently, review of literature, verification of the accuracy of the device is performed and a measurement is designed for 11 subjects, which uses a tetrapolar electrode connection on the biceps and then on the biceps and forearms. The impedance and phase angle are measured first for different elbow joint angles and then for different isometric contraction intensities using the supplied instrument. Measurement results are averaged according to individual sections and evaluated on the basis of tables and graphs. From the achieved outputs it can be claimed that the impedance and phase angle change due to changes in joint angle and also during different levels of isometric contraction of the measured muscles (impedance in the order of Ohms and the phase angle in decimal degrees).

Key words

electrical impedance myography, bioimpedance measurement, electrical impedance

Poděkování

Ráda bych poděkovala vedoucímu bakalářské práce Ing. Martinu Schmidtovi za jeho rady, poznámky, konzultace a odborné vedení. Mé díky také patří všem, kteří mě během psaní této práce motivovali a podporovali.

Obsah

Seznam zkratk.....	7
Seznam obrázků	8
Seznam tabulek	9
Úvod	10
1 Elektrické vlastnosti tkání.....	11
1.1 Aktivní elektrické vlastnosti.....	12
1.2 Pasivní elektrické vlastnosti.....	12
1.2.1 Anizotropie	12
1.3 Elektrický model tkáně	13
1.4 Disperzní okna	14
2 Základní principy měření bioimpedance	17
2.1 Impedance	17
2.2 Měření bioimpedance	18
2.2.1 Dvouelektrodová (bipolární) metoda.....	19
2.2.2 Čtyřelektrodová (tetrapolární) metoda.....	19
2.3 Klinické využití impedance	20
2.3.1 Bioelektrická impedanční analýza (BIA)	20
2.3.2 Impedanční kardiografie (ICG).....	20
2.3.3 Transthorakální impedanční pneumografie (TIP).....	21
2.3.4 Elektrická impedanční tomografie (EIT)	21
2.3.5 Elektrická impedanční spektroskopie (EIS).....	22
2.3.6 Impedanční pletysmografie (IPG).....	22
3 Elektroimpedanční myografie (EIM).....	23
3.1 Princip měření EIM	23
3.2 Aplikace EIM	24
4 Návrh realizace měření EIM	27
4.1 Popis měřícího zařízení.....	27
4.2 Ověření přesnosti zařízení na rezistorech	28
4.3 Ověření přesnosti měření na náhradním obvodu buňky	30
4.4 Návrh a realizace měření na subjektech	32
4.4.1 Schéma měření.....	32
4.4.2 Realizace měření	33
5 Analýza výsledků	37
5.1 Měření úhlů loketního kloubu – 180°, 90° a 45°	37

5.1.1	Porovnání výsledků a) a b)	42
5.2	Měření izometrické kontrakce	44
5.2.1	Porovnání výsledků c) a d).....	53
6	Zhodnocení dosažených výsledků	54
	Závěr	55
	Použitá literatura.....	56
	Seznam příloh.....	58

Seznam zkratek

BIA – bioelektrická impedanční analýza

EIM – electrical impedance myography – elektroimpedanční myografie

EIS – elektrická impedanční spektroskopie

EIT – elektrická impedanční tomografie

FFM – fat-free mass – beztuková hmota

ICG – impedance cardiography – impedanční kardiografie

IPG – impedanční pletysmografie

MVC – maximal voluntary contraction – maximální vědomá kontrakce

TBW – total body mass water – celková tělesná voda

TIP – transthorakální impedanční pneumografie

Seznam obrázků

Obr. 1: Schématický nákres buňky (1).....	11
Obr. 2: Impedanční anizotropie v organické tkáni (5).....	13
Obr. 3: Zjednodušený model buňky (5).....	13
Obr. 4: Tok proudu při nízkých a vysokých frekvencích (6).....	14
Obr. 5: Zjednodušené náhradní schéma pro organickou tkáň (5)	14
Obr. 6: Relativní permitivita kůže, tuku a svalů (7)	15
Obr. 7: Vztah mezi frekvencí a permitivitou (5)	16
Obr. 8: Konfigurace elektrod pro měření signálu ICG impedanční kardiografie: (a) elektrody s tetrapolárním pásem, (b) elektrody s tetrapolárním bodem. (11)	21
Obr. 9: Rozložení měřících elektrod pro EIT (14).....	22
Obr. 10: Schéma představující měření elektrické impedance pomocí 4 povrchových gel-adhezivních elektrod umístěných na kůži (20)	24
Obr. 11: Graf rezistance v závislosti na konkrétní části měření (22).....	25
Obr. 12: Zařízení pro měření bioimpedance lidského těla	27
Obr. 13: Graf napětí závislém na čase pro $1k\Omega$	29
Obr. 14: Graf napětí závislém na počtu vzorků pro výpočet fázového úhlu	29
Obr. 15: Náhradní obvod buňky a hodnoty pro ověření přesnosti přístroje	30
Obr. 16: Graf napětí závislém na čase (model bioimpedance při R_{e1})	31
Obr. 17: Umístění elektrod pro měření na bicepsu.....	34
Obr. 18: Jednotlivé úhly při 1. a 3. měření A) 180° , B) 90° , C) 45° a D) 180°	35
Obr. 19: Pozice paže při měření izometrické kontrakce svalů	35
Obr. 20: Umístění elektrod pro měření na bicepsu a předloktí	36
Obr. 21: Graf impedance pro měření úhlů loketního kloubu pro a)	38
Obr. 22: Graf fázového úhlu pro měření úhlů loketního kloubu pro a)	39
Obr. 23: Graf impedance a fázového úhlu pro a)	39
Obr. 24: Graf impedance pro měření úhlů loketního kloubu pro b)	40
Obr. 25: Graf fázového úhlu měření úhlu loketního kloubu pro b).....	41
Obr. 26: Graf impedance a fázového úhlu pro b).....	42
Obr. 27: Sloupcový graf impedance při měření izometrické kontrakce na bicepsu	45
Obr. 28: Průběhy impedance všech subjektů pro c)	45
Obr. 29: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro c) – fázový úhel	47
Obr. 30: Průběhy fázového úhlu všech subjektů pro c)	48
Obr. 31: Graf impedance a fázového úhlu pro c)	48
Obr. 32: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro d) – impedance	50
Obr. 33: Průběhy impedance a všech subjektů pro d)	50
Obr. 34: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro d) – fázový úhel	51
Obr. 35: Průběhy fázového úhlu všech subjektů pro d)	52
Obr. 36: Graf impedance a fázového úhlu pro d).....	52

Seznam tabulek

Tab. 1: Vodivosti lidských tkání (1).....	11
Tab. 2: Hodnoty impedance a fázového úhlu známých rezistorů	30
Tab. 3: Hodnoty získané z měření modelu bioimpedance	32
Tab. 4: Data hodnocených subjektů	33
Tab. 5: Měření úhlů na bicepsu – impedance	37
Tab. 6: Měření úhlů na bicepsu – fázový úhel.....	38
Tab. 7: Měření úhlů na bicepsu a předloktí – impedance	40
Tab. 8: Impedance a, b a její procentuální vyjádření vzhledem k první fázi 180°	43
Tab. 9: Měření izometrické kontrakce na bicepsu – impedance	44
Tab. 10: Měření izometrické kontrakce na bicepsu – fázový úhel	46
Tab. 11: Měření izometrické kontrakce na bicepsu a předloktí – impedance	49
Tab. 12: Měření izometrické kontrakce na bicepsu a předloktí – fázový úhel.....	51

Úvod

Elektroimpedanční myografie (EIM) je neinvazivní diagnostická metoda pro hodnocení charakteristiky a struktury svalů za pomoci měření bioimpedance. Lze ji využít pro hodnocení neuromuskulárních poruch, kdy je do těla aplikován slabý vysokofrekvenční elektrický proud a následně je měřeno výsledné napětí. EIM se nejčastěji měří pomocí dvouelektrodové (bipolární) metody, anebo čtyřelektrodové (tetrapolární) metody. Pro tuto práci bylo použito tetrapolární zapojení elektrod, kdy se vpouštěl do těla slabý proud vnějším párem elektrod a vnitřním párem bylo snímáno napětí. Na základě toho se potom vyhodnotila elektrická impedance úseku tkáně mezi elektrodami.

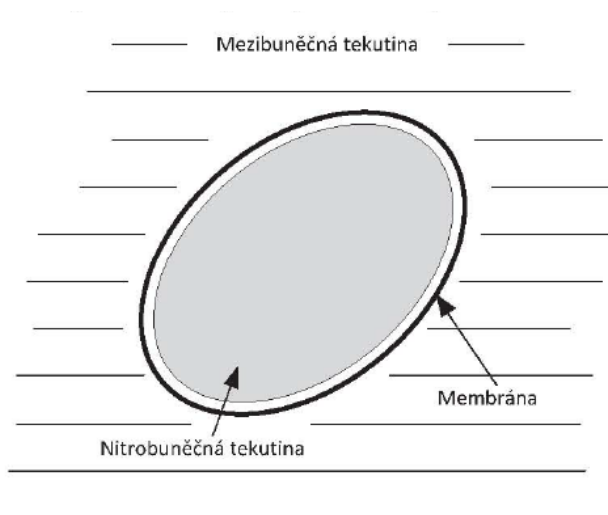
V prvních dvou kapitolách jsou uvedeny elektrické vlastnosti tkání a náhradní schéma buňky pro měření impedance. Dále práce obsahuje základní principy měření bioimpedance spolu s klinickým využitím, kde jsou jednotlivé metody měření ve zkratce popsány. V druhé kapitole jsou také zahrnuty vzorce spojené s výpočtem impedance.

V následující kapitole byla popsána EIM a byla provedena rešerše literatury, ze které následně vycházely experimenty provedené v praktické části. Ty, které se zaměřovaly na problematiku této bakalářské práce, byly zpracované a použité. Na jejich základě pak bylo navržené schéma měření.

Na základě všech dostupných informací byla provedena experimentální část. Zprvu byla ověřena přesnost dodaného přístroje, kdy pomocí už zmiňovaných vzorců pro výpočet impedance byly porovnávány naměřené hodnoty spolu s těmi vypočítanými, a následně provedena realizace navrženého měření. V první části experimentu byla zkoumána impedance spolu s fázovým úhlem při různém úhlu loketního kloubů a v druhé části vliv kontrakce svalů paže. Bylo měřeno 11 subjektů. Zpracování výsledků bylo provedeno pomocí softwaru Matlab a Excel.

1 Elektrické vlastnosti tkání

Elektrické jevy na buněčné membráně jsou základem pro elektrické projevy buněk a tkání. Na povrchu každé buňky se nachází buněčná membrána, která rozděluje prostor na extracelulární (vnější) a intracelulární (vnitřní) tak, jak je to vykreslené v Obr. 1. Tvoří tak vnitřní a vnější stranu buněčné membrány, kde se vytvoří rozdíl potenciálů, který se nazývá membránové napětí. Je to výsledek nerovnoměrného rozložení iontů mezi intracelulární a extracelulární stranou buněčné membrány. K těmto změnám dochází, když se buňka podráždí anebo samovolně na základě elektrochemických dějů v organismu (1).



Obr. 1: Schématický náčrt buňky (1)

Elektrické vlastnosti tkání lze rozdělit na dvě základní kategorie – aktivní a pasivní, a to s ohledem na zdroj elektrické energie. Mezi aktivní elektrické projevy patří elektrické jevy, které vznikají při činnosti srdce, svalů, mozků apod., neboli akční potenciály vzrušivých tkání. Pasivní elektrické vlastnosti představují chování tkání a orgánů v elektrickém poli.

Souhrn vodivostí jednotlivých typů tkání je uveden v Tab. 1 (2)(1).

Tab. 1: Vodivosti lidských tkání (1)

Lidská tkáň	$S\text{m}^{-1}$
Mozkomíšní mok	1,8
Krevní plazma	1,4
Krevní plazma	0,6
Sval	0,5
Vnitřní orgány	$(2-3)10^{-1}$
Mozková a nervová tkáň	0,07
Suchá kůže	10^{-9}
Kost bez okostice	10^{-11}

1.1 Aktivní elektrické vlastnosti

Mezi aktivní elektrické vlastnosti se řadí ty, které vznikají vlastní aktivitou tkáně, popřípadě celého orgánu. Základem je membránový potenciál buňky. Intracelulární a extracelulární rozložení iontů je odlišné a vytváří tak klidové membránové napětí. Při podráždění buňky se tento stav může změnit a nastane tak dočasná změna membránového napětí. Děj, při kterém se mění polarita membrány na konkrétní dobu (membránové napětí dosáhne kladných hodnot) je označován jako akční potenciál. Spouštěcím mechanismem je tak změna dříve zmiňovaného napětí až na prahovou hodnotu. Tyto jevy jsou běžné pro probíhající procesy, mění se pouze při onemocnění organismu. Pozorované změny těchto vlastností jsou předmětem výzkumů a taky v diagnostických metodách v lékařství (2).

Vně a uvnitř buňky je nerovnoměrné rozložení iontů (intracelulární prostředí má oproti mimobuněčnému prostoru záporný potenciál), jejímž výsledkem je elektrická aktivita buňky. Dochází zde k změnám rozložení daných iontů, a proto se předpokládá existence mechanismů transportů mezi vnějším a vnitřním prostorem buňky. Rozlišují se dva základní typy transportu:

- Pasivní transport

Je to výsledek pokusu nastolit termodynamickou elektrolytickou rovnováhu na obou stranách buněčné membrány. Základem pro pasivní transport je difuze, kdy částice samovolně pronikají z oblasti, kde je vyšší koncentrace do oblasti, kde je koncentrace naopak nižší. V závislosti na fyziologické aktivitě buňky se může taky změnit propustnost membrány (2).

- Aktivní transport

Od pasivního transportu se liší tím, že je spojován se spotřebou energie. Převážně se štěpí ATP, kde vznikne energie, která umožňuje aktivnímu transportu jít proti koncentračnímu spádu. Charakteristickým příkladem je sodno-draselná pumpa. Její mechanismus funguje na principu výměny kationtů, kdy se 3 kationty sodíku Na^+ přenesou ven z buňky a vymění se za 2 kationty draslíku K^+ , které se přenesou zpět. Štěpením adenosintrifosfátu ATP na adenosindifosfát získává energii po práci sodno-draselné pumpy. Další typický příklad jsou iontové pumpy neboli iontové kanály vybavené enzymem ATPáza (2).

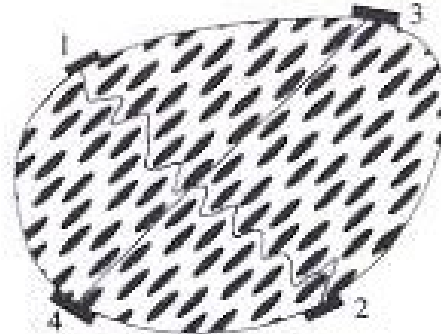
1.2 Pasivní elektrické vlastnosti

Lidské tělo, jakožto nehomogenní prostředí, je komplikovaným vodičem elektrického proudu. Jako všechny materiály, organické tkáně mají skupinu elektrických vlastností. Každá tkáň v těle má jiné chemické složení a taky strukturu (mezibuněčný prostor, buněčná membrána, cytoplazma apod.). Daná prostředí jsou charakterizována určitou měrnou vodivostí. Měrná vodivost mezibuněčného prostředí s cytoplazmou je téměř stejná, zatímco měrná vodivost buněčných membrán je o dost nižší. Řada molekul v lidském těle jsou nesouměrné (z hlediska rozložení elektrického náboje) a mají vlastnosti elektrických dipólů. Když na ně začne působit vnější elektrické pole změní tak orientaci a polohují se ve směru siločár. Stejnoseměrný i střídavý proud se dostávají do těla stejným způsobem – cestou nejmenšího odporu přes vlasové folikuly nebo vývody potních žláz. To, co je odlišuje, je jejich pohyb v organismu (3)(4).

1.2.1 Anizotropie

Některé tkáně, zvláště příčně pruhované svaly a kosti, vykazují zvláštní chování zvané anizotropie. To znamená, že tkáň nebo materiál má různé fyzikální vlastnosti v různých směrech.

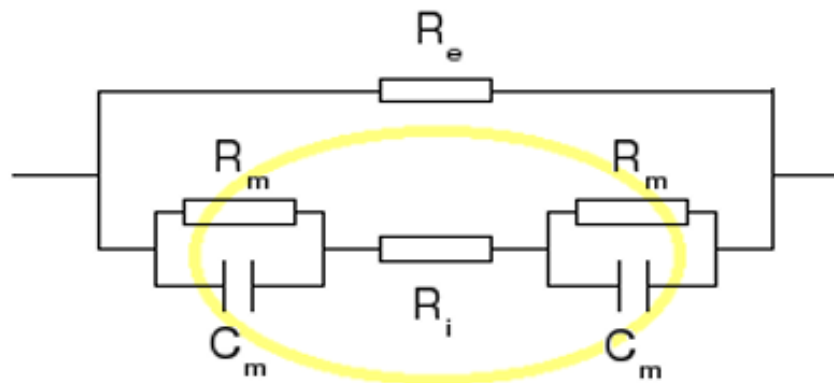
U organických tkání je anizotropie impedance způsobena dráhou toku proudu. Jak ukazuje Obrázek 2, dráha proudu je mezi body 1 a 2 delší než mezi body 3 a 4. Je to kvůli nehomogennímu a tuhému uspořádání článků. Například odpor kosterního svalstva je více než desetkrát vyšší v podélném směru než ve směru příčném (5).



Obr. 2: Impedanční anizotropie v organické tkáni (5)

1.3 Elektrický model tkáně

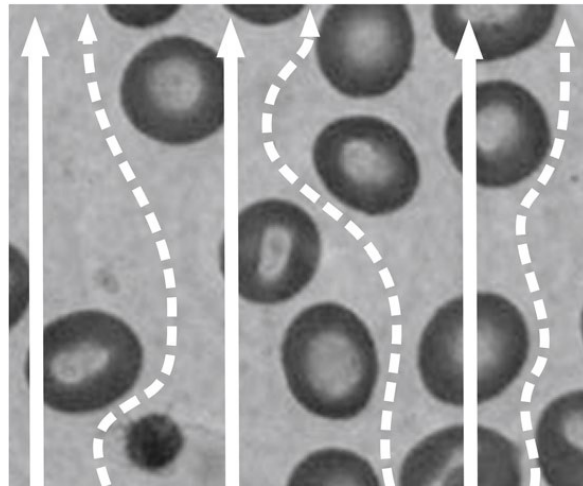
Každý živý organismus se skládá z buněk (lat. cellula). Buňky obsahují skupinu organel plovoucích uvnitř buňky. Tělo buňky je ohraničené plazmatickou membránou. Impedance v těchto částech se navzájem liší. Konkrétně plazmatická membrána je tvořena lipidovou dvojitou vrstvou s proteiny, kdy funguje jako kondenzátor. Vnitřní (intracelulární) tekutina má odpor vyšší než vnější (extracelulární) tekutina. Níže je schéma (Obr. 3), které představuje elektronický model buňky. R_m a C_m představují impedanci membrány, R_e impedanci extracelulární tekutiny a R_i vnitřní odpor buňky. Žlutá elipsa označuje hranici mezi vnitřní a vnější stranou buňky (5).



Obr. 3: Zjednodušený model buňky (5)

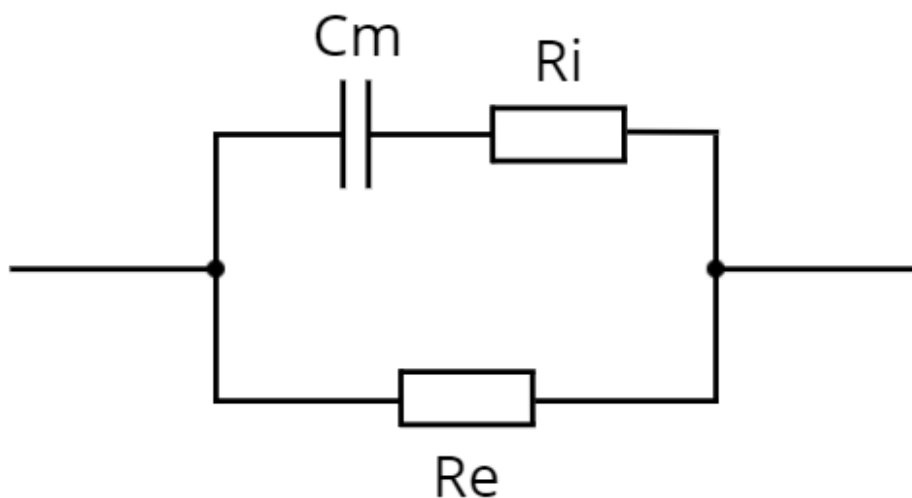
Jedná se o model buňky. Organické tkáně jsou souborem buněk zcela odlišných rozměrů a složení co se rozpuštěných iontů týče. I přes tyto rozdíly mezi buňkami, zachovají-li danou strukturu, lze odhadnout proudovou cestu skrz tkáň. Dané rozložení proudové hustoty je silně ovlivněno aktuální frekvencí. Na jedné straně je nízká frekvence prorážející tkáň, která nemůže překročit kapacitanci buněčné membrány, dále proudící extracelulární oblastí. Na druhé straně, když je frekvence vyšší, tak kapacitní reaktance klesá, přičemž proud prochází intracelulárními tekutinami. Obrázek 4 modeluje porovnání různých drah, které následuje proud v organické tkáni v závislosti na těchto frekvencích. Při nízkých frekvencích nebo stejnosměrném proudu (přerušovaná čára) kapacita brání proudu v

pronikání do buněk. Při vysokých frekvencích (plná čára) se snižuje reaktance a proud může protékat extra i intracelulárními buňkami (5)(6).



Obr. 4: Tok proudu při nízkých a vysokých frekvencích (6)

Celé toto mikroskopické chování by mohlo být zjednodušeno pomocí makroskopického impedančního modelu, který odráží vnější a vnitřní odpor a kapacitu membrány. Toto schéma lze modelovat (Obr. 5), kde R_e představuje odpor extracelulární tekutiny prouděním nízkofrekvenčních proudů a C_m s R_i , dráhu vyšších frekvencí, kde C_m je membránová kapacitance a R_i odpor intracelulární tekutiny (5).



Obr. 5: Zjednodušené náhradní schéma pro organickou tkáň (5)

1.4 Disperzní okna

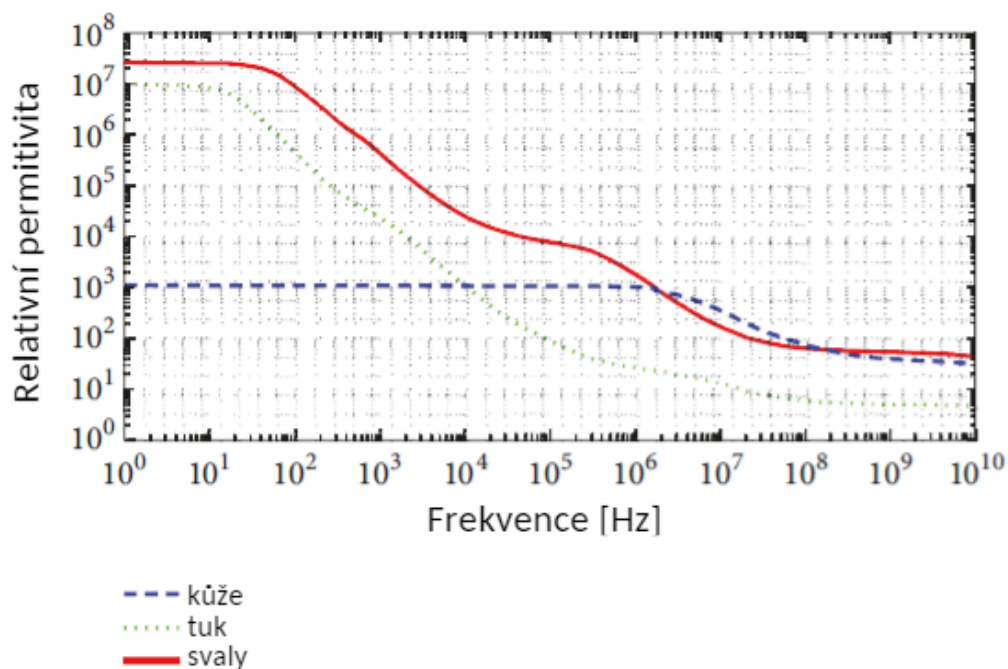
S bioimpedancí v biologickém médiu souvisí další vlastnost, permitivita, která popisuje schopnost média být polarizováno elektrickým polem. V dielektrických médiích, jako jsou biologická, dochází ke snížení permitivity v důsledku absorpce elektromagnetické energie relaxačními efekty spojenými s dipóly média. Při nízkých frekvencích jsou změny v elektromagnetickém poli dostatečně pomalé, aby umožnily dipólům dosáhnout rovnováhy dříve, než pole přepóluje. Od určité frekvence nemohou

dipóly sledovat změny elektrického pole v důsledku viskozity média a dochází k časovému zpoždění v reakci média, což vede k rozptylu energie ve formě tepla (7).

V biologických médiích lze ve frekvenčním spektru rozlišit tři hlavní oblasti disperze:

- α disperze, běžně ve frekvenčním rozsahu mezi 10 Hz až 10 kHz. Dosud to není zcela pochopeno, ale souvisí s jevy iontové difúze buněčné membrány a efektů protiiontů.
- β disperze, ve frekvenčním rozsahu mezi 10 kHz a 100 MHz. Je to způsobeno především polarizačním jevem buněčných membrán, jejichž chování je podobné jako u kapacity. K této disperzi přispívají také polarizační jevy proteinů a dalších organických makromolekul.
- γ disperze, v rozsahu gigahertzů, způsobená především polarizací molekul (7).

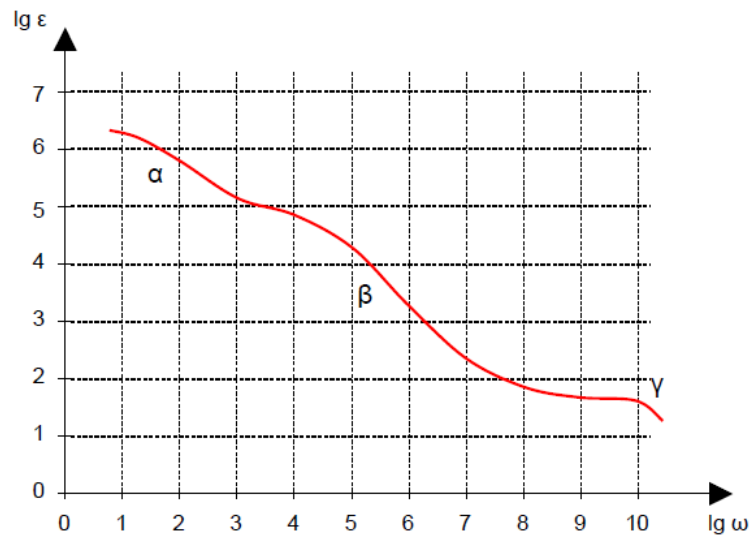
Obrázek 6 modeluje závislost relativní permitivity jako funkce frekvence pro tři tělesné tkáně (kůže, tuk a svaly) (7).



Obr. 6: Relativní permitivita kůže, tuku a svalů (7)

Speciální složení a distribuce tkání způsobuje, že se permitivita mění s injektovanou aktuální frekvencí. Když je elektrické pole aplikováno přes vodivé médium, dipólové prvky se polarizují ve směru pole, pokud je pole střídavé, molekuly se polarizují a depolarizují podle frekvence oscilací. Pokud je však frekvence dostatečně vysoká, některé molekuly nemají čas vrátit se do depolarizovaného stavu a zůstávají trvale v polarizované poloze. Doba potřebná k depolarizaci se nazývá relaxační čas a závisí na tvaru a složení molekuly, velké komplexní molekuly, jako jsou proteiny, mají nízké relaxační časy a jednoduché molekuly, jako je voda, je mají vyšší (5).

Ve vodiči se směsí molekul všech velikostí rozsahu se polarizační efekt vyskytuje na různých frekvencích. Tento a další jevy mění permitivitu materiálu v závislosti na frekvenci, tento vztah je znázorněn na Obrázku 7, kde vertikální osa souřadnic patří frekvenci v logaritmické škále a osa horizontální ukazuje permitivitu. Řecká písmena definují oblasti rozptylu.



Obr. 7: Vztah mezi frekvencí a permitivitou (5)

Tento souřadnicový systém ukazuje chování permitivity s nárůstem frekvence, navíc lze rozlišit tři pády, které se nazývají disperzní oblasti a mají různé důvody. První, α -disperze se vyskytuje na nízkých frekvencích, od 10 Hz do 10 kHz, a je způsobena iontovými proudy a polarizací membrány. K β -disperzi dochází v rozsahu 10 kHz až 10 MHz kvůli relaxaci makromolekul, jako jsou organely a membránové proteiny. Nakonec se ve frekvencích vyšších než 10 MHz objevuje disperze γ , způsobená relaxací molekul vody (5).

2 Základní principy měření bioimpedance

Skupina vlastností souvisejících s odporem toku střídavého proudu je známá jako bioimpedance. Způsob měření je podobný konvenčnímu měření impedance, které se zakládá na dodání malého signálu střídavého proudu a měření změn napětí. Poté se impedance vypočítá se změnami amplitudy a fáze mezi původním a mezi zaznamenaným signálem. Bioimpedanční měření poskytuje jednoduchou a neinvazivní metodu k analýze strukturálních vlastností. Odhad tohoto složení lze použít k získání informací různými způsoby, na jedné straně se statická verze používá k určení druhu nebo množství tkáně, jako je množství tukového těla, hydratace těla, nebo dokonce ke generování snímků pro nejpokročilejší aplikace jako bioimpedanční tomografie. Na druhé straně se změny v tkáních zaznamenávají v průběhu času, aby se odhadly biologické signály související s těmito variacemi, například signály související s dýcháním nebo průtokem krve. (5)

2.1 Impedance

Impedance prvku na určité frekvenci je definována jako vztah mezi vstupním napětím a vstupním proudem pro tuto frekvenci. Je zřejmé, že pro lineární prvek budou mezi napětím a proudem existovat dva vztahy:

- 1) vztah amplitud (nebo modulů nebo velikostí)
- 2) vztah fází („zpoždění“ mezi proudem a napětím).

Pro danou frekvenci, pokud U a I jsou komplexní čísla představující vstupní napětí a proud (velikost a fázi): Elektrická impedance, Z , je komplexní číslo, reálná část impedance se nazývá rezistance, zatímco imaginární část se nazývá reaktance. Odporová část způsobuje ztrátu výkonu (impedance rezistoru je čistě odporová, bez reaktance, $Z = \text{Re}\{Z\}$), zatímco reaktance způsobuje zpoždění mezi napětím a proudem (impedance kondenzátoru je čistě reaktivní $Z = j \cdot \text{Im}\{Z\}$) (6).

Rezistance:

Jak bylo ukázáno dříve, rezistance se podle definice řídí Ohmovým zákonem. Jediný vztah mezi napětím a proudem tedy může být vztahem velikostí.

$$Z = \text{Re}\{Z\} = R = U/I \quad (2.1)$$

Stejný výraz platí pro jakoukoli kombinaci odporů, které lze seskupit jako jeden ekvivalentní odpor (8).

Kapacitance:

Pro kapacitanci je proud úměrný časové derivaci napětí.

Impedance kapacitance je:

$$Z = -j\left(\frac{1}{2\pi f C}\right) \quad (2.2)$$

Kapacitní impedance tedy závisí na frekvenci (f) a je čistě reaktivní (fáze = -90°) (8).

Impedance (Z) je z elektrického hlediska překážkou toku střídavého proudu, a proto je závislá na frekvenci přiváděného proudu, definované jako velikost impedance ($|Z|$) a fázový úhel (ϕ), jak je znázorněno v rovnicích (2) – (4). Bioimpedance je komplexní veličina složená z odporu (R), který je způsoben celkovou tělesnou vodou a reaktancí (X_c), která je způsobena kapacitou buněčné membrány.

$$Z = R + jX_c \quad (2.3)$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (2.4)$$

$$\varphi = \tan^{-1}\left(\frac{X}{R}\right) \quad (2.5)$$

Reaktance (X_c), znázorněna v rovnici (6), je definována jako odpor vůči kolísání napětí na předmětu a je nepřímo úměrná frekvenci signálu (f) a kapacitě (C). V biologických systémech je odpor způsoben celkovou vodou v těle a reaktance nastává v důsledku kapacity buněčné membrány (6) (8).

$$X_c = \frac{1}{2\pi f C} \quad (2.6)$$

2.2 Měření bioimpedance

Měření elektrických vlastností tkáně *in vivo* je komplikované. Existují dva hlavní zdroje systematické chyby, polarizace elektrod a indukčnost vedení, které se projevují na spodním a horním konci frekvenčního rozsahu. Polarizace elektrod je projevem organizace molekulárního náboje, ke kterému dochází na rozhraní vzorek-elektroda v přítomnosti molekul vody a hydratovaných iontů. Ve své nejjednodušší podobě lze jev modelovat jako frekvenčně závislý kondenzátor v sérii s rezistorem. Účinek se zvyšuje se zvyšující se vodivostí vzorku a jeho důsledky jsou výraznější na kapacitě než na vodivosti iontových roztoků i biologických vzorků.

V buněčné suspenzi se může na každé elektrodě vytvořit vrstva protiiontů. Pokles potenciálu v této vrstvě snižuje elektrické pole dostupné pro řízení transportu náboje v sytké suspenzi, což má za následek zjevně nízkou vodivost suspenze. S rostoucí frekvencí je protiiontová vrstva méně schopná sledovat změny aplikovaného signálu, pokles potenciálu na rozhraní suspenze/elektroda se snižuje a zdánlivá vodivost suspenze se zvyšuje. Povaha iontů ve vrstvě je dána jak suspenzí, tak materiálem elektrody. Změna buď materiálu elektrody nebo povahy suspenze tedy změní velikost a frekvenční odezvu této polarizace elektrody.

V tkáni je proces složitější. Zavedení elektrod může nejprve způsobit uvolnění elektrolytů z okolní tkáně a později může dojít ke vzniku špatně vodivé oblasti rány. Tato oblast může odstínit část elektrody před iontovým proudem, a tak snížit polarizační efekty ve srovnání s iontovým roztokem ekvivalentním vodivosti intracelulární tekutině. Stejně jako u buněčné suspenze hraje materiál elektrody důležitou roli při určování její polarizační impedance, jejíž relativní význam s rostoucí frekvencí klesá. Je dobré měřit impedanci tkáně *in vivo* po čekání dostatečně dlouhé doby na stabilizaci procesů polarizace elektrod. Čekací doba bude obecně záviset na povaze elektrod a typu tkáně.

K měření elektrických vlastností biologických materiálů se používají nejčastěji dvě různá zapojení elektrod; dvouelektrodová metoda a čtyřelektrodová metoda (9).

2.2.1 Dvouelektrodová (bipolární) metoda

Tato metoda je vhodná pro měření střídavého proudu. Nemůže být použita pro měření stejnosměrného proudu z důvodu polarizace elektrod, která následně dává nesprávné výsledky pro vodivost vzorku mezi elektrodami. Pro měření střídavého proudu závisí frekvenční rozsah, ve kterém je polarizace elektrod důležitá, do určité míry na měřeném systému a materiálu elektrody. Pro buněčné suspenze je důležitá až do téměř 100 kHz, zatímco pro tkáň měřená in vivo je významná pouze do přibližně 1 kHz. Změnou vzdálenosti elektrod může být určen a eliminován podíl polarizace elektrod.

Základním principem bipolárního zapojení je, že současně jedním párem elektrod je, jak přijímán, tak veden signál, tzn. že těmito elektrodami je veden proud a zároveň i měřeno napětí. Tato metoda je na rozdíl od tetrapolární metody jednodušší, ale taky dost nevhodná. Hlavním důvodem je fakt, že při použití elektrod se do měřené impedance tkáně zaznamenává i impedance elektrod (9).

2.2.2 Čtyřelektrodová (tetrapolární) metoda

Tuto metodu lze použít pro měření stejnosměrného i střídavého proudu. Používají se dva páry elektrod: vnější (proudové) elektrody a vnitřní (napěťové) elektrody. Proud ze zdroje prochází vzorkem. Mezi proudové elektrody jsou ve vzorku umístěny napěťové elektrody o známé separaci. Měřením proudu jako poklesu napětí na rezistoru v sérii se vzorkem a poklesu napětí na vnitřních elektrodách lze určit specifickou vodivost vzorku mezi vnitřními elektrodami. Výhodou této metody je, že polarizace na proudových elektrodách nemá vliv na rozdíl napětí mezi elektrodami napětí.

Polarizace na napěťových elektrodách je u stejnosměrných a střídavých proudů zanedbatelná z důvodu vysoké vstupní impedance měřicího systému. Někteří autoři doporučují dvouelektrodový systém s korekcí polarizační chyby. Věří, že čtyřelektrodová metoda zcela neodstraňuje polarizaci na napěťových elektrodách. Někteří autoři uvádějí o 20 % vyšší výsledky při měření svalového odporu dvouelektrodovou technikou bez korekce chyb.

Při měření stejnosměrného proudu je třeba dbát na používání malých proudů, aby se zabránilo elektrochemickému vstřikování iontů do elektrod a nervové stimulaci, pokud jsou měření prováděna in vivo.

V kmitočtovém rozsahu MHz a vyšším se indukčnost vedení stává důležitým faktorem, protože indukční vazby mezi vodiči navzájem, s měřicími přístroji a blízkými kovovými povrchy vytvářejí vnější poklesy napětí, které se zvyšují s frekvencí. Je dobrou praxí identifikovat a následně snížit účinky polarizace elektrody při nízkých frekvencích a indukčnosti vedení při vysokých frekvencích nahrazením měřeného vzorku solným roztokem, jehož elektrické vlastnosti by se neměly měnit s frekvencí až do frekvenčního rozsahu GHz.

Měření, které se nejčastěji využívá v praxi je měření čtyřelektrodové, kdy párem vnějších elektrod je do těla vpouštěn slabý elektrický proud proměnné frekvence a zbylými dvěma elektrodami (vnitřními) je snímáno napětí a vyhodnocována elektrická impedance daného úseku těla mezi oběma elektrodami. Vyvaruje se zde ovlivnění impedance tkáně hodnotou impedance elektrod (9).

2.3 Klinické využití impedance

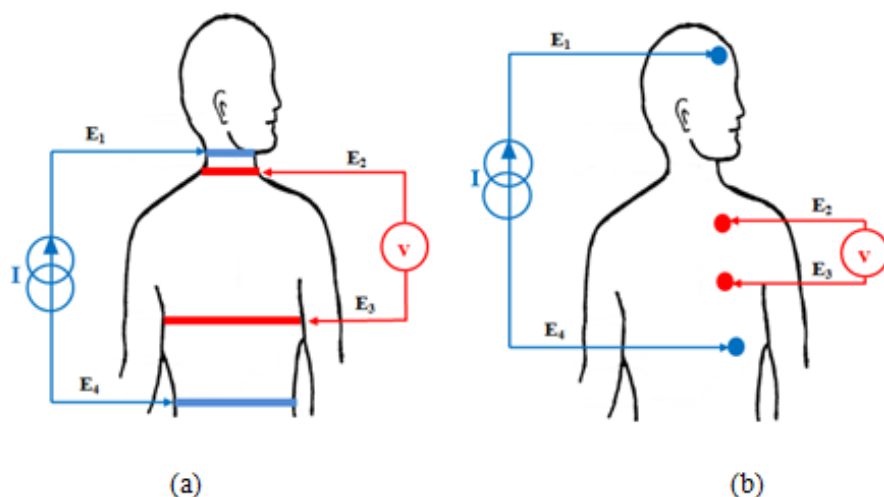
Při střídavé elektrické excitaci produkují biologické tkáně komplexní elektrickou impedanci, která závisí na složení tkáně, strukturách, zdravotním stavu a použité frekvenci signálu, a proto lze bioelektrické impedanční metody využít pro neinvazivní charakterizaci tkáně. Protože se impedanční odezvy těchto tkáňových parametrů mění s frekvencemi aplikovaného signálu, impedanční analýza prováděná v širokém frekvenčním pásmu poskytuje více informací o vnitřnostech tkání, což nám pomáhá lépe porozumět anatomii, fyziologii a patologii biologických tkání. Během několika posledních desetiletí se objevila řada technik invazivní i neinvazivní charakterizace tkání (nejenom, např. impedanční kardiografie (ICG)) založených na impedanci, jako je bioelektrická impedanční analýza (BIA), transthorakální impedanční pneumografie (TIP), elektrická impedanční tomografie (EIT), elektrická impedanční spektroskopie (EIS), impedanční pletysmografie (IPG) a impedanční myografie (EIM) (10).

2.3.1 Bioelektrická impedanční analýza (BIA)

Použití analýzy bioelektrické impedance (BIA) je rozšířené jak u zdravých subjektů, tak u pacientů, ale trpí nedostatkem standardizovaných metod a postupů kontroly kvality. BIA umožňuje stanovení beztukové hmoty (FFM) a celkové tělesné vody (TBW) u subjektů bez významných abnormalit tekutin a elektrolytů, při použití vhodných rovnic BIA specifických pro populaci, věk nebo patologii (10).

2.3.2 Impedanční kardiografie (ICG)

Impedanční kardiografie je neinvazivní nástroj sledování změn elektrické impedance v hrudníku. Je považována za diagnostickou techniku pro měření elektrických vlastností biologických tkání v hrudníku. Princip této techniky spočívá v aplikaci konstantního střídavého vysokofrekvenčního malého proudu (frekvenční rozsah mezi 20 a 100 kHz a amplituda proudu mezi 1 a 5 mA) dvěma vnějšími elektrodami a následném získání rozdílu elektrického napětí pomocí dvou vnitřních elektrod. V literatuře bylo navrženo několik konfigurací elektrod; ty nejpoužívanější jsou popsány následovně. Konfigurace elektrod s tetrapolárním pásem byla vyvinuta pro záznam změn hrudní impedance během srdečního cyklu. V této konfiguraci jsou dvě elektrody umístěny kolem krku a dvě další elektrody kolem horní části břicha. Konfigurace elektrod s tetrapolárním pásem je znázorněna na Obrázku 8a, kde E1 a E4 jsou elektrody s vnějším pásem, zatímco E2 a E3 jsou elektrody s vnitřním pásem, které jsou umístěny kolem základny krku a úrovně xiphoida. Na Obrázku 8b je znázorněno zapojení, které spočívá v aplikaci proudu 1 mA při 30 kHz dvěma vnějšími elektrodami (elektrody E1 a E4), které jsou umístěny do čela a nad přední okraj srdce; rozdíl elektrického napětí se měří dvěma vnitřními elektrodami (elektrody E2 a E3), které jsou umístěny mezi vnějšími elektrodami, přesně na levé straně pacienta (11).



Obr. 8: Konfigurace elektrod pro měření signálu ICG impedanční kardiografie: (a) elektrody s tetrapolárním pásem, (b) elektrody s tetrapolárním bodem. (11)

2.3.3 Transthorakální impedanční pneumografie (TIP)

Impedanční pneumografie (IPG) je metoda, která měří změny v transthorakální elektrické impedanci s elektrodami upevněnými na hrudníku pacienta. Změny související s dýcháním jsou signálem, který může poskytnout cenný index dýchání a jsou považovány za měřené stejným způsobem jako při impedanční kardiografii (ICG). Tyto změny jsou způsobeny především následujícími efekty:

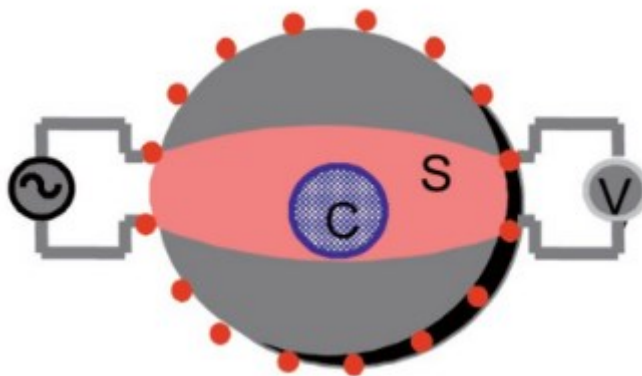
1. zvýšení objemu plynu ve vztahu k posunu objemu tekutiny během nádechu, což způsobuje pokles vodivosti,
2. v důsledku expanze během inspirace dochází ke zvětšení délky vodivostních drah.

Tyto efekty při kombinaci zvyšují elektrickou impedanci. Bylo zjištěno, že existuje dobrá korelace mezi změnami impedance a objemem ventilovaného vzduchu. Tento vztah je přibližně lineární, což dává racionální předpoklady pro použití této metody (po kalibrační proceduře) místo spirometrie nebo pneumotachometrie (12).

Někteří autoři považují IPG signál za šum v impedanční kardiografii (ICG), ale existuje několik možností, jak extrahovat IPG signál z ICG signálu. Jednou z metod je změna elektrických parametrů reokardiografu pro zdůraznění dechového signálu nebo pokus o extrakci části signálu pomocí pokročilé analýzy signálu (12).

2.3.4 Elektrická impedanční tomografie (EIT)

Elektrická impedanční tomografie (EIT) je metoda zobrazení prostorového rozložení vodivosti v řezu. Jedná se nedávno vyvinutou techniku, která umožňuje neinvazivně zobrazit vnitřní impedanci objektu. Snímky jsou v současnosti rekonstruovány z měření prováděných při dané frekvenci s prstencem šestnácti elektrod umístěných kolem předmětu. Tato technika je rychlá, bezpečná, přenosná a levná, a proto je ideální pro neinvazivní kontinuální zobrazování u lůžka. V současnosti jej nelze použít k zobrazení změn v mozku pomocí skalpových elektrod, protože relativní odpor lebky je příliš velký. V blízké budoucnosti by mělo být možné jej použít s prstencem subdurálních elektrod k vytváření snímků mozkových oblastí procházejících anoxickou depolarizací při stavech, jako je epilepsie nebo mrtvice. V budoucnu by bylo možné jej použít k zobrazení změn impedance souvisejících buď s průtokem krve nebo depolarizací během funkční aktivity. Obrazy depolarizace by mohly být vytvářeny s časovým rozlišením milisekund a tvořily by podstatný pokrok v metodologii neurověd (13).



Obr. 9: Rozložení měřících elektrod pro EIT (14)

Typické jednoduché měření impedance pomocí EIT je znázorněné na Obr. 9. Kolem předmětu je šestnáct elektrod umístěných na kruhovém tělese. Oblast předmětu, která je nejcitlivější je označena jako S; změna na C ovlivní napětí měřené na elektrodách (14).

2.3.5 Elektrická impedanční spektroskopie (EIS)

Elektrická impedance tkáně je funkcí její struktury a lze ji použít k rozlišení normálních a rakovinných tkání v různých orgánech, včetně prsu, děložního čípku, kůže, močového měchýře a prostaty. Tato metoda je užitečná pro kvantitativní charakterizaci buněčných změn. Elektrická impedance tkáně v sérii frekvencí poskytuje informace o buněčné populaci. Impedanční spektrum ovlivňují především vlastnosti a integrita plazmatických membrán populace, objemy buněk a intra a extracelulární vodivost. EIS lze tedy použít jako metodu identifikace a sledování detekovatelných buněčných odpovědí. Obecně EIS poskytuje informace o impedanci s ohledem na široký rozsah frekvencí, které nejsou dostupné prostřednictvím jiných neinvazivních diagnostických technik a které lze použít pro léčebné účely. Například impedanční spektroskopie byla použita k rozlišení normální a maligní tkáně prostaty podle Haltera et al. EIS byla také použita k monitorování růstu kvasinkových buněk. Několik výzkumníků se zajímá o použití impedanční spektroskopie k lepšímu pochopení elektrických a dielektrických vlastností tkání, protože poskytují zásadní informace potřebné k pochopení účinků elektrických pulzů, jako je elektrická stimulace a elektroporace. Zdá se, že buněčné membrány interagují s aplikovanými pulzními elektrickými poli, což způsobuje intramolekulární přechody a intermolekulární procesy, které vedou ke strukturální reorganizaci buněčných membrán. Aplikace vysokonapěťových pulzů (elektroporace nebo elektropermeabilizace) v kulturách nebo in vivo způsobuje dielektrický rozpad buněčných membrán. Tyto jevy lze studovat a kvantifikovat pomocí EIS (15) (16) (17).

2.3.6 Impedanční pletysmografie (IPG)

Impedanční pletysmografie (IPG) je neinvazivní lékařská diagnostická procedura založená na elektrické impedanci, která měří malé změny v objemu krve ve smyslu její elektrické bioimpedance části těla, např. hrudníku, lýtky nebo jiných oblastí těla, za účelem studia zdraví tkání, stavu pacienta. Impedance měřená v IPG poskytuje informace o tkáňovém složení tělesné tkáně, a proto ji lze vhodně využít k nepřímému studiu a analýze tkáňové struktury a funkce testovaného pacienta. Proto lze IPG považovat za techniku analýzy bioimpedance, která měří změnu objemu krve pro určitý segment těla měřením elektrické impedance, která se mění se změnou objemu krve (18).

3 Elektroimpedanční myografie (EIM)

První zprávy o měření impedance prováděné specificky na kosterním svalstvu pocházejí z konce 50. a počátku 60. let 20. století, kdy se Rush a další pokusili změřit impedanční charakteristiky různých tělesných tkání. Tato měření byla typicky prováděna přímo na vyříznuté tkáni čerstvě usmrčených zvířat a byly vypočteny vlastní elektrické charakteristiky tkáně, včetně její vodivosti. Epstein a Foster v roce 1983 poskytli další měření, včetně měření svalové permitivity, měřítka jeho kapacitních charakteristik (19).

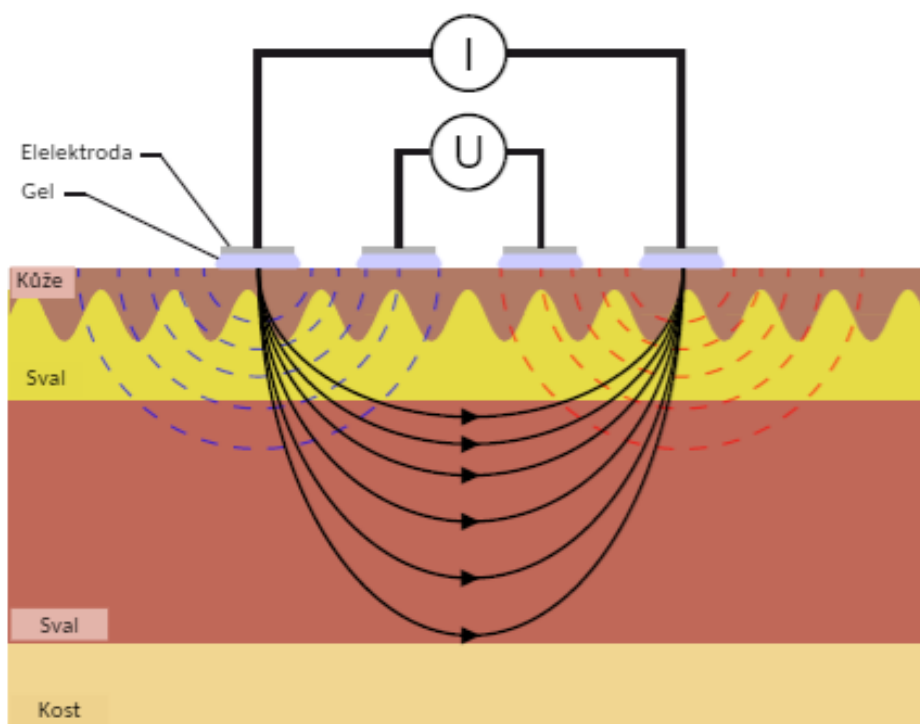
Kosterní sval má také mezi tkáněmi poměrně unikátní vlastnost: silnou anizotropii neboli směrovou závislost na toku proudu. Suspenze kulovitých buněk – skutečně izotropní médium nemá žádnou směrovou závislost a lze očekávat, že aplikovaný proud bude proudit podobně v jakémkoli směru. Protože jsou však jednotlivé myocyty válcovité, proud teče mnohem snadněji podél než přes ně. To vytváří různé hodnoty impedance v závislosti na směru a měření aplikovaného proudu. Tyto směrové závislosti v toku proudu byly identifikovány prvními výzkumníky a byly hlášeny samostatné vodivosti pro sval pro měření prováděná podélně (paralelně k) a příčně (kolmo k) hlavnímu směru svalových vláken. V 90. letech dva fyzici na Northeastern University, Carl Shiffman a Ronald Aaron, pokračovali v této linii zkoumání studiem charakteristik toku elektrického proudu svaly zdravých jedinců pomocí povrchových elektrod. Ukázali, že tok elektrického proudu stehenními svaly lze efektivně modelovat, že anizotropii lze detekovat přes kůži a že velikost elektrod a mezielektrodová vzdálenost podstatně ovlivňují měření impedance (19).

Elektrická impedanční myografie (EIM) se týká specifické aplikace technik elektrické bioimpedance pro hodnocení neuromuskulárních poruch. Při EIM je do požadovaného svalu nebo svalové skupiny aplikován slabý vysokofrekvenční elektrický proud a je měřeno výsledné napětí. Mezi její výhody patří, že tato technika může být použita neinvazivně u různých poruch a vyžaduje omezenou spolupráci subjektu a školení hodnotitelů k získání přesných a opakovatelných dat. Studie na zvířatech i lidech podporují jeho potenciální využití jako primárního diagnostického nástroje, stejně jako biomarkeru pro klinické studie nebo použití u jednotlivých pacientů (20).

3.1 Princip měření EIM

EIM je specifický příklad širšího elektrického bioimpedančního pole, ve kterém je elektrický proud aplikován na jeden sval nebo skupinu svalů. Základním výchozím předpokladem EIM je, že může poskytnout podrobné fyziologické údaje o složení a struktuře svalu. Obecně se EIM opírá o koncept, že vodivost (schopnost vést elektrický proud) a permitivita (schopnost ukládat elektrický náboj) se u nemocného svalu mění a že tyto změny jsou zdrojem, který způsobuje rozdíly naměřené v generovaném napětí. Náboj myovláknové membrány se mění s naměřenou frekvencí tak, že intracelulárním prostředím může procházet pouze vysokofrekvenční (v řádu MHz) proud, ale jak nízkofrekvenční (v řádu kHz), tak i vysokofrekvenční proudy se mohou šířit skrz extracelulární iontové médium. Tento složitý jev lze získat pomocí ekvivalentních modelů elektrických obvodů, které se obvykle skládají ze sériových a paralelních kombinací odporů a kondenzátorů lišící se pro různé velikosti a morfologii buněk (21).

Měření EIM se obvykle provádí pomocí 4 elektrod, aby se minimalizovala polarizace elektrod, a tím byla zachována kvalita signálu. Obrázek 10 ukazuje příklad 4 elektrod umístěných na kůži. Vnější elektrody přivádějí a měří střídavý sinusový proudový stimulovaný ve frekvenčním rozsahu kHz až MHz. V důsledku aplikovaného proudu generují tkáně odezvu ve formě střídavého napěťového signálu, který je snímán vnitřními elektrodami. Poměr a normalizace amplitud napětí a proudu a fázových zpoždění poskytuje jednoduchý přístup k měření velikosti impedance $|Z|$ a fázového úhlu φ při jakékoli konkrétní frekvenci (20).



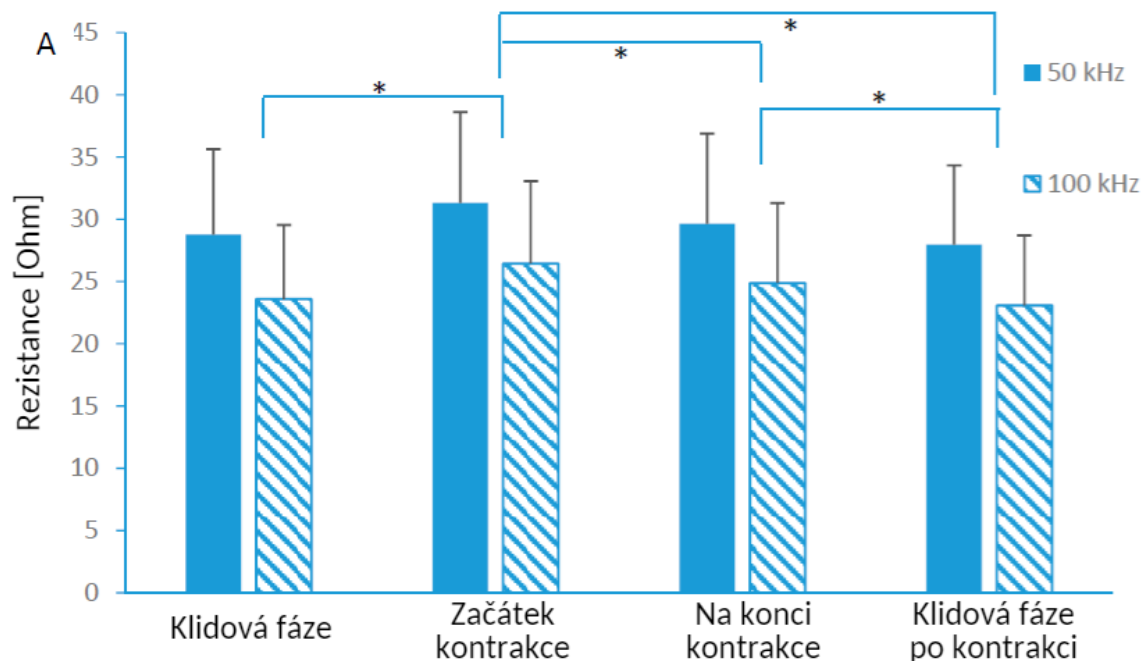
Obr. 10: Schéma představující měření elektrické impedance pomocí 4 povrchových gel-adhezivních elektrod umístěných na kůži (20)

3.2 Aplikace EIM

Měření EIM se věnovalo několik studií a experimentů. V publikaci (22) byla hodnocena změna EIM na různých úrovních izometrické svalové kontrakce a také během vyčerpávajícího cvičení při 60% maximální vědomé kontrakci (MVC) až do selhání úlohy. EIM byla provedena na m. biceps brachii u 19 zdravých subjektů. Měření impedance byla prováděna během každého z následujících čtyř izometrických podmínek kontrakce:

- (1) základní hodnota v klidu;
- (2) stav MVC;
- (3) nízká úroveň kontrakce při 20 % MVC;
- (4) vysoká úroveň kontrakce při 60 % MVC.

Výsledky studie ukázaly, že existuje významný rozdíl mezi svalovým odporem (R) měřeným během izometrické kontrakce a při úplné relaxaci svalu. Post hoc analýza ukazuje, že odpor se zvyšoval při vyšších kontrakcích (jak 60 % MVC, tak 100 % MVC), nicméně během izometrických kontrakcí nedošlo k žádným významným změnám svalové reaktance (X). Odpor se také měnil během různých fází únavového úkolu a došlo k významným poklesům od začátku kontrakce do selhání úkolu, stejně jako mezi selháním úkolu a odpočinkem po únavě. Přestože výsledky prokázaly zvýšení odporu během izometrické kontrakce, změny byly v rozmezí 10 % výchozí hodnoty (Obr. 11) (22).



Obr. 11: Graf rezistance v závislosti na konkrétní části měření (22)

Současné standardní přístupy, jako je jehlová EMG nebo studie nervového vedení, měří pouze do bodu depolarizace svalových vláken, přičemž zcela ignorují samotný kontraktilní mechanismus. I když je to technicky náročné, nedávné studie na zvířatech naznačují, že změny impedance ve svalové kontrakci jsou závislé na onemocnění (21).

Některé studie snaží spojit parametry EIM s morfologickými a fyziologickými změnami, ke kterým dochází ve svalu při kontrakci. V této souvislosti se jedna publikace (23) snažila spojit parametry EIM pozorované během izometrických kontrakcí m. biceps brachii při různých úhlech loketního kloubu s odpovídající svalovou silou. Na rozdíl od předchozích prací, které nepozorovaly významnou korelaci mezi těmito údaji, zjištění publikace poukazují na vysoké korelace mezi některými odporovými parametry EIM a svalovou silou. Studie se zúčastnilo 12 subjektů (9 mužů a 3 ženy) ve věku $27,3 \pm 4,9$ let, výšce $1,73 \pm 0,07$ m a hmotnosti $80,3 \pm 23,1$ kg. Všichni jedinci byli praváci bez předchozí registrace nervosvalového poranění horních a dolních končetin. Šest z nich bylo fyzicky aktivních a šest sedavých.

Experimentální protokol sestával z měření EIM na bicepsu brachii dobrovolníků v různých úhlech loketního kloubu, zatímco subjekty držely v ruce zátěž 2,2 kg. Studované úhly byly 45, 60, 90, 120 a 135 stupňů a všechny byly kvantifikovány kovovým univerzálním goniometrem. Měření EIM pro každý úhel loketního kloubu byla prováděna v náhodném pořadí, přičemž mezi po sobě jdoucími měřeními byl zvolen dvouminutový klidový interval. Zjištění souhlasilo s některými předchozími studiemi, které pozorovaly vysokou korelaci mezi parametry EIM a úhlem kloubu a související svalovou silou. Některé předchozí práce zvažovaly tři aspekty pro vysvětlení změn parametrů bioimpedance během svalové kontrakce v různých kloubních úhlech: změna vzdálenosti mezi elektrodami, fyziologie svalové kontrakce a morfologické změny během variací studovaného svalového kloubu.

Bylo publikováno, že změny mezielektrodové vzdálenosti při různých úhlech kloubu jsou faktorem, který může ovlivnit parametry bioimpedance. Odhady využívající biomechanický model ukazují, že délka m. biceps brachii se měnila z 24,57 cm (ve 45°) na 37,02 cm (ve 135°), což představuje změnu asi 33 %. Zdá se tedy rozumné, že tato změna délky svalu může vést k související změně efektivní vzdálenosti mezi elektrodami, která vysvětluje část chování pozorovaného v odporových parametrech EIM.

4 Návrh realizace měření EIM

V první části experimentu se ověřila přesnost dodaného zařízení. Nejprve pomocí rezistorů, které byly v odporové dekádě propojené se zařízením a následně při použití náhradního obvodu buňky. V druhé části se přístroj aplikoval na 11 dobrovolníků, kde cílem bylo prokázat, že se impedance i fázový úhel mění jak při změně úhlu loketního kloubu, tak při kontrakci svalů.

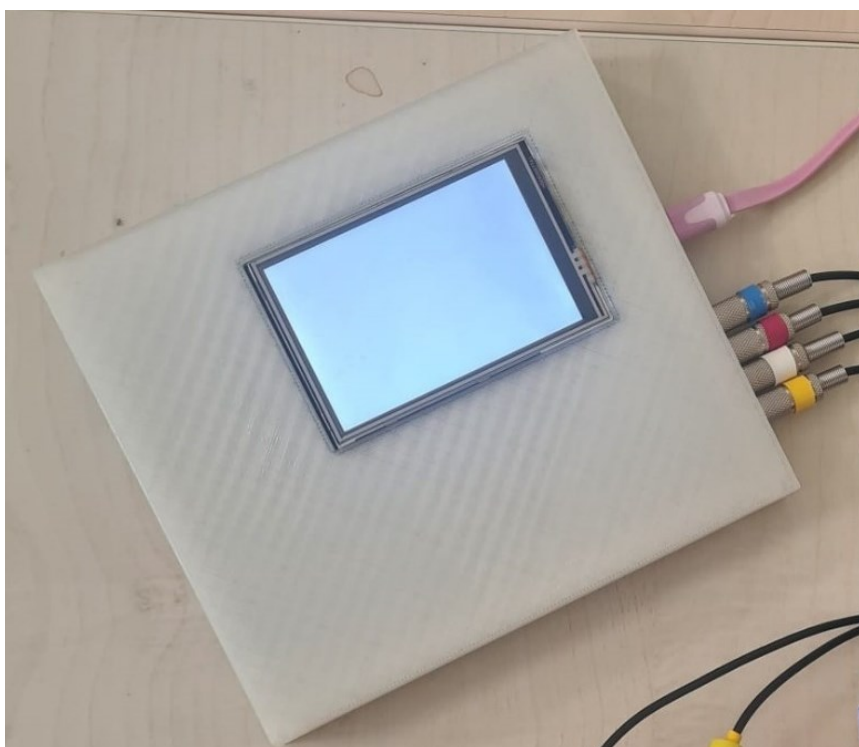
4.1 Popis měřícího zařízení

Pro měření EIM bylo použito měřící zařízení vytvořené na Vysoké škole báňské, jehož funkce je detailně popsána v užitém vzoru „Zařízení pro měření bioimpedance lidského těla“ s číslem dokumentu 35 545. Dokument je dostupný na stránkách Úřadu průmyslového vlastnictví ČR.

Zařízení umožňuje kontinuální měření bioimpedance v tetrapolárním i bipolárním zapojení. Na výstupu generuje konstantní proud s harmonickým průběhem a nastavitelnými parametry ve formě amplitudy (do 150 μA) a frekvence (1 kHz až 20 kHz). Na měřicích svorkách přístroj následně měří úbytek napětí na měřené impedanci. Pro měření v této práci je využita frekvence 10 kHz a amplituda proudu 50 μA . Napájení přístroje je provedeno přes USB.

Naměřené průběhy proudu a napětí jsou v přístroji vyhodnoceny a za pomoci DFT algoritmu je na zvolené měřicí frekvenci proveden výpočet impedance a fázového úhlu. Tyto údaje jsou z přístroje posílány přes USB do počítače s frekvencí měření 45 Hz.

Přístroj (Obr. 12) umožňuje kontinuální měření impedance na lidech pomocí EKG elektrod přilepených na kůži. Na přístroji je tlačítko pro testovací režim, který vypíše hodnoty proudu a napětí.



Obr. 12: Zařízení pro měření bioimpedance lidského těla

4.2 Ověření přesnosti zařízení na rezistorech

Přesnost zařízení byla nejprve ověřena měřením impedance rezistorů s odporem 1kΩ, 3,3 kΩ a 7,2 kΩ. Přesná hodnota každého rezistoru byla změřena pomocí LCR metru DT-9935. Impedance rezistorů byla dále měřena dodaným zařízením. Pro ověření přesnosti algoritmu výpočtu impedance byly také naměřeny průběhy proudu a napětí, z kterých byla impedance následně vypočtena vlastním výpočtem podle vzorce (3.1). Zesílené průběhy proudu a napětí byly pomocí Matlabu vykresleny do grafu (Obrázek 13). Graf se poté přiblížil na konkrétní periodu (Obrázek 14) a pomocí zpoždění mezi těmito signály se vypočítal fázový úhel (rovnice 3.2). Samotný měřicí řetězec způsobuje zpoždění mezi signálem napětí a proudu na měřené impedanci. Při měření rezistorů lze očekávat nulový fázový úhel, tudíž lze tuto hodnotu považovat za hodnotu systémového fázového úhlu, který je nutné následně odečíst od všech měření pro získání hodnoty reálného fázového úhlu.

Efektivní hodnoty proudu a napětí pro $R_1 = 1k\Omega$

$$U = 54,9882 \text{ mV}$$

$$I = 54,9913 \mu\text{A}$$

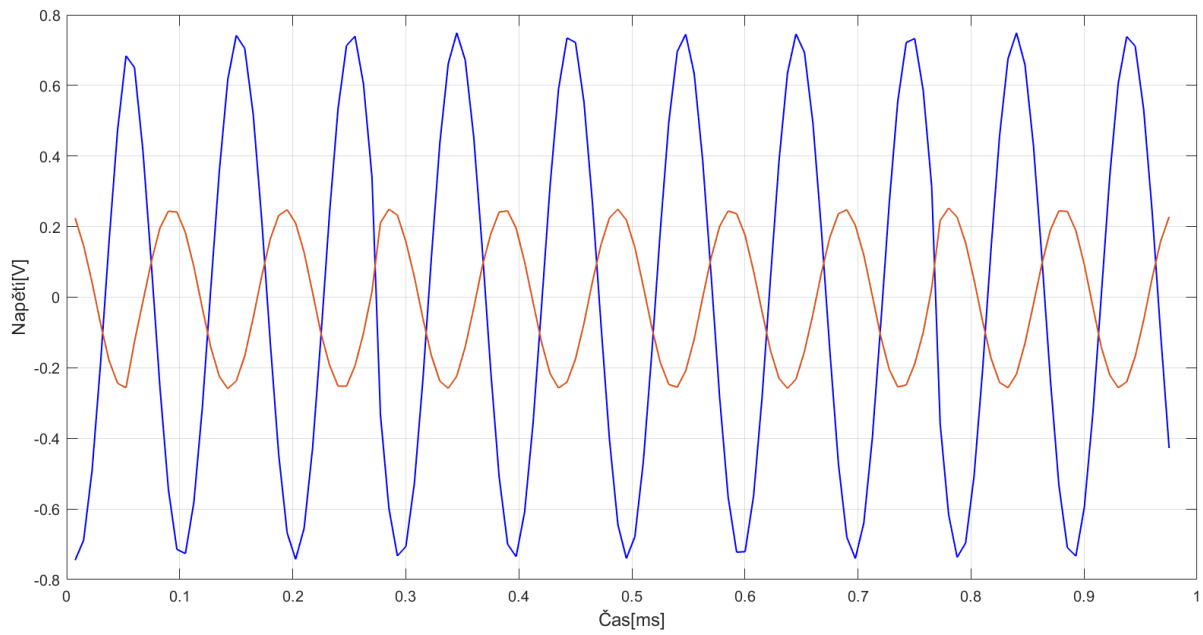
$$\text{Impedance} \quad Z = \frac{U}{I} \quad (3.1)$$

$$\text{Dosazení do vzorce impedance} \quad Z = \frac{54,9882 * 10^{-3}}{54,9913 * 10^{-6}} = 999,9436 \cong 1k\Omega \quad (3.2)$$

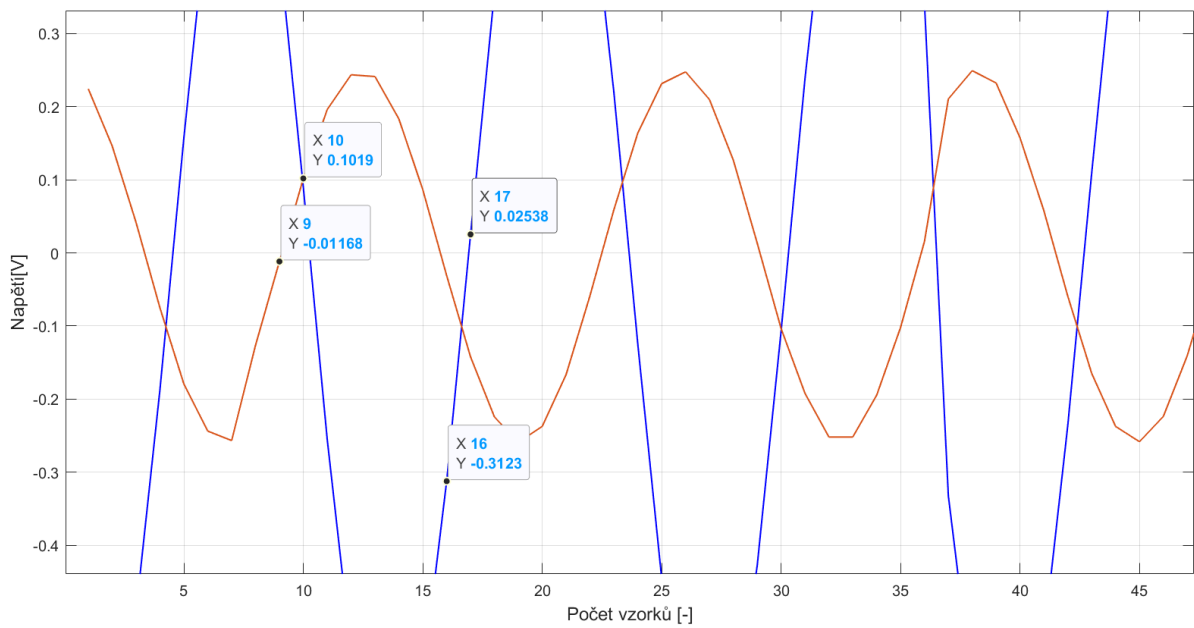
Počet vzorků v jedné periodě: 13,3

Počet vzorků posunutí signálu podle grafu: 7,8

$$\text{Výpočet fázového úhlu:} \quad \varphi = \frac{7,8}{13,3} * 360 = 211,13^\circ \quad (3.3)$$



Obr. 13: Graf napětí závislém na čase pro $1k\Omega$



Obr. 14: Graf napětí závislém na počtu vzorků pro výpočet fázového úhlu

Tab. 2: Hodnoty impedance a fázového úhlu známých rezistorů

Deklarovaná hodnota rezistoru (Ω)	R1 = 1000	R2 = 3300	R3 = 7200
R naměřený LCR metrem (Ω)	1003	3290	7180
Z dle výpočtu (Ω)	1000	3298	7130
Z naměřené zařízením (Ω)	1013	3310	7169
Φ dle výpočtu ($^\circ$)	0,00	0,00	0,00
Φ naměřený zařízením ($^\circ$)	0,47	0,32	-0,18

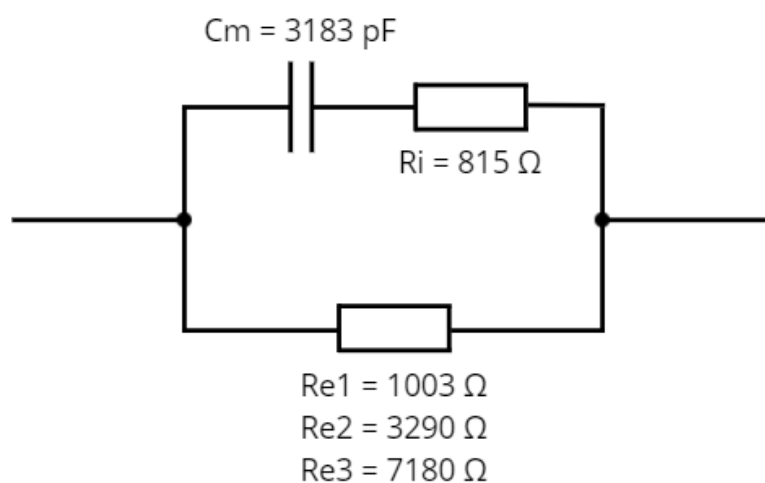
V tabulce (Tab. 2) jsou napsány hodnoty rezistorů, impedancí a fázových úhlu. Pro ověření přesnosti byla spočítána relativní odchylka dvou hodnot – impedance dle výpočtu spolu s impedancí naměřenou zařízením. Relativní odchylka pro R1 = 1,28 %, pro R2 = 0,39 % a pro R3 = 0,56 %. Tyto odchylky nebyly velké, pohybovaly se kolem 1 %.

4.3 Ověření přesnosti měření na náhradním obvodu buňky

Po otestování zařízení na rezistorech byl použit model bioimpedance simulující lidskou tkáň (viz kap. 1.3 Elektrický model tkáně), kdy rezistor, modelující odpor extracelulární tekutiny, je paralelně zapojen s kondenzátorem a rezistorem (simulace kapacitance membrán a intracelulárního prostředí). Hodnoty byly zvoleny podobně jak v publikaci (24) (Obr. 15).

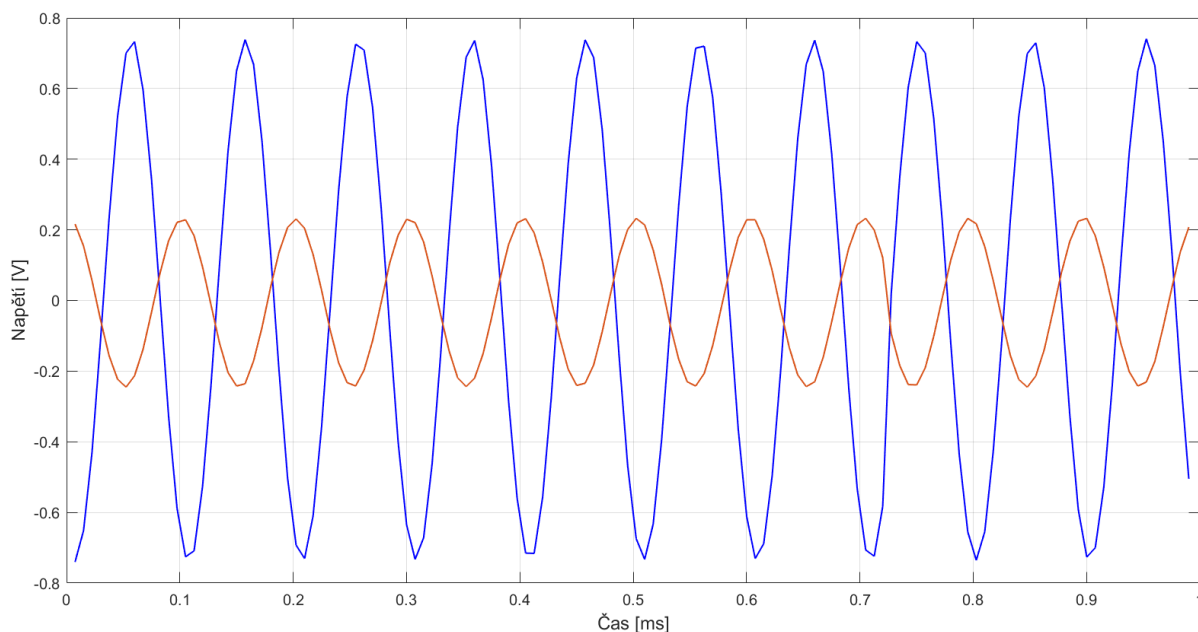
Přesné hodnoty součástí naměřené podle LCR metru:

- $R_i = 815 \Omega$
- $C_m = 3183 \text{ pF}$
- $R_{e1} = 1003 \Omega$
- $R_{e2} = 3290 \Omega$
- $R_{e3} = 7180 \Omega$
- $f = 10 \text{ kHz}$



Obr. 15: Náhradní obvod buňky a hodnoty pro ověření přesnosti přístroje

Opět se stejným způsobem jako to bylo při ověření přesnosti na rezistorech, kde ze získaných hodnot proudu a napětí se dopočítala impedance (3.1) a fázový úhel z grafu (Obrázek 16).



Obr. 16: Graf napětí závislém na čase (model bioimpedance při R_{e1})

Vzorce pro výpočet impedance a fázového úhlu

Reaktance
$$X_c = \frac{1}{2\pi f C} \quad (3.4)$$

Reálná složka
$$R = \frac{R_i R_e * (R_i + R_e) + R_e X_c^2}{(R_e + R_i)^2 + X_c^2} \quad (3.5)$$

Imaginární složka
$$X = \frac{R_c R_i R_e - R_e X_c * (R_i + R_e)}{(R_e + R_i)^2 + X_c^2} \quad (3.6)$$

Impedance
$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (3.7)$$

Fázový úhel
$$\varphi = \tan^{-1} \left(\frac{X}{R} \right) \quad (3.8)$$

Pro výpočet impedance při vzorkovací frekvenci $f = 10 \text{ kHz}$ byl použitý vzorec (3.7), kdy byla nejdříve vypočítaná reálná složka (3.5) a imaginární složka (3.6). Pro výpočet těchto dvou složek bylo zapotřebí ještě spočítat reaktanci (3.4). Poté byl spočítaný fázový úhel (3.8), který se převedl na stupně.

Tab. 3: Hodnoty získané z měření modelu bioimpedance

Deklarovaná hodnota rezistoru (Ω)	Re1 = 1000	Re2 = 3300	Re3 = 7200
R naměřený LCR metrem (Ω)	1003	3290	7180
Z naměřené zařízením (Ω)	972	2597	3852
Z dle výpočtu (3.1) (Ω)	956	2599	3884
Z dle vzorce (3.7) (Ω)	955	2576	3857
Φ naměřené zařízením ($^\circ$)	-9,34	-29,1	-47,52
Φ dle výpočtu (3.3) ($^\circ$)	12,93	30,91	47,83
Φ dle vzorce (3.7) ($^\circ$)	-10,72	-30,13	-48,72

Získané výsledky impedancí a fázových úhlů jsou zapsány v tabulce (Tab. 3). Pro ověření přesnosti byla spočítaná absolutní odchylka dvou hodnot – impedance naměřená zařízením spolu s impedancí dle výpočtu (3.1), kdy absolutní odchylka Z pro Re1=1 Ω , pro Re2=20 Ω a pro Re3=27 Ω a Φ naměřené zařízením spolu s Φ dle výpočtu (3.3), kde absolutní odchylka Φ pro Re1=2,21 $^\circ$, pro Re2=0,78 $^\circ$ a pro Re3=0,89 $^\circ$. Tyto odchylky vzhledem k deklarovaným hodnotám rezistorů jsou opět dost malé, dalo by se říct, že téměř zanedbatelné, takže lze konstatovat, že dodané zařízení měří poměrně přesně a tím pádem jej lze použít pro další část experimentu. To samé platí i pro hodnoty absolutní odchylky Φ .

4.4 Návrh a realizace měření na subjektech

Měření bylo prováděno na 11 dobrovolnících. Každý subjekt podstoupil čtyři měření impedance. Při prvních dvou měření byly elektrody umístěné na bicepsu a při následujících dvou byly elektrody umístěny na předloktí a na bicepsu. Pro tyto dvě různá umístění elektrod bylo provedeno měření různých úhlů paže a taky pro měření kontrakce svalů. Pro tento experiment byly použity nalepovací EKG elektrody.

Z každého měření byly přes USB kabel do počítače uložena data, kde byly hodnoty jako čas měření, impedance, fáze, proud a napětí. Taky zde bylo vidět, zda bylo, či nebylo stisknuto tlačítko, které sloužilo pro oddělení určitých částí měření a lepší orientování v grafu.

4.4.1 Schéma měření

1. Měření úhlů při klidové fázi – 180 $^\circ$, 90 $^\circ$, 45 $^\circ$ (elektrody – biceps)

- délka měření: 4 min; každý úhel po dobu 1 min + návrat do původního (180 $^\circ$)
- 60 s (úhel 180 $^\circ$) – 60 s (úhel 90 $^\circ$) – 60 s (úhel 45 $^\circ$) – 60 s (úhel 180 $^\circ$)

2. Měření izometrické kontrakce (elektrody – biceps)

- délka měření: 5 min 50 s; střídání klidové fáze a kontrakce
- 60 s (klid) – 5 s (poloviční neúplná kontrakce) – 60 s (klid) – 5 s (maximální kontrakce) – 60 s (klid) – 60 s (maximální kontrakce) – 90 s (klid)

3. Měření úhlů při klidové fázi – 180°, 90°, 45° (elektrody – biceps a předloktí)

- délka měření: 4 min; každý úhel po dobu 1 min + návrat do původního (180°)
- 60 s (úhel 180°) – 60 s (úhel 90°) – 60 s (úhel 45°) – 60 s (úhel 180°)

4. Měření izometrické kontrakce (elektrody – biceps a předloktí)

- délka měření: 5 min 50 s; střídání klidové fáze a kontrakce
- 60 s (klid) – 5 s (poloviční neúplná kontrakce) – 60 s (klid) – 5 s (maximální kontrakce) – 60 s (klid) – 60 s (maximální kontrakce) – 90 s (klid)

4.4.2 Realizace měření

Nejdříve byli vybráni vhodní kandidáti pro experiment. Před měřením každý subjekt poskytl o sobě předem stanovené informace (pohlaví a věk) a následně byly naměřeny výška, váha, obvod bicepsu (nejširší místo na paži), délka horní části paže (od loketního kloubu po klíční kost) a loketní kost, viz. Tabulka 4.

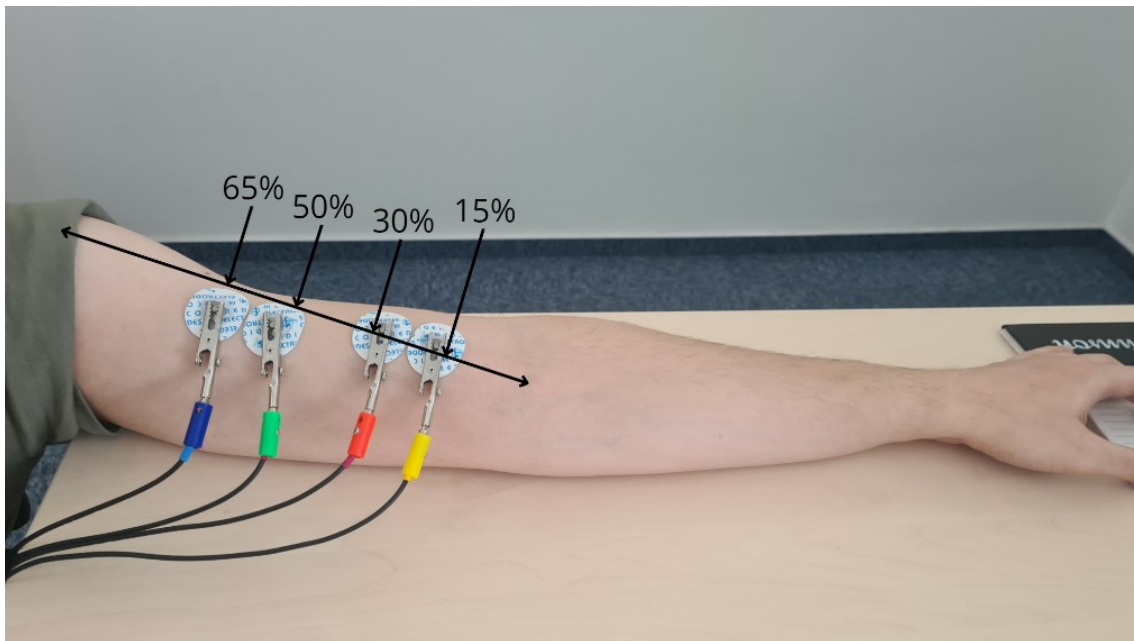
Všechna měření probíhala v místnosti s konstantní teplotou 22°. Mezi každou částí měření bylo alespoň 5 minut přestávky pro relaxaci a nezkresení tak výsledků. Každé měření bylo zároveň provedeno na levé ruce, tzn. nedominantní paži, jelikož všichni dobrovolníci byli praváci.

Pro experiment bylo vybráno 11 jedinců (5 žen a 6 mužů) ve věku od 21 do 30 let. Průměrný věk mužů byl 25 let, ženy měly v průměru 23 let; váha mužů průměrně byla vyhodnocena na 77,5 kg, u žen 60,6 kg; průměrná výška mužského pohlaví stanovila 185,2 cm naopak u ženského pohlaví 173,2 cm. Ostatní hodnoty jako obvod bicepsu, délka horní paže a délka loketní kosti byly zapsány do Tabulky 4.

Tab. 4: Data hodnocených subjektů

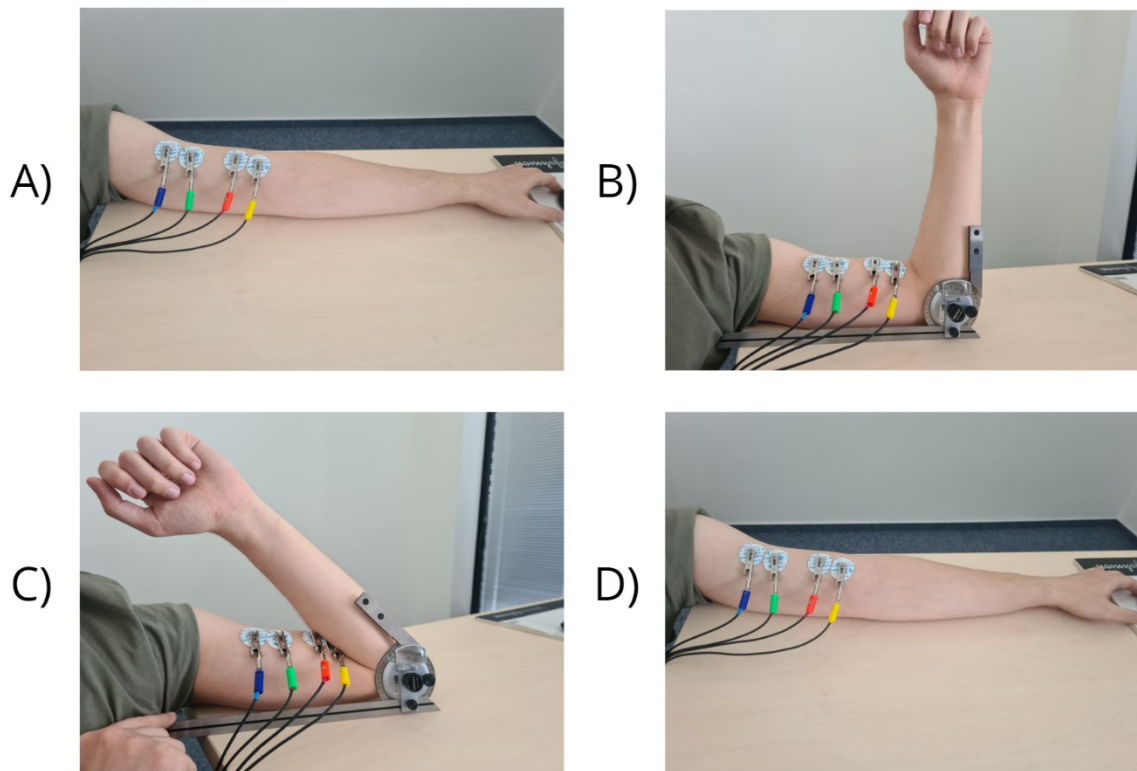
	Pohlaví	Věk	Výška (cm)	Váha (kg)	Obvod bicepsu (cm)	Délka horní paže (cm)	Délka loketní kosti (cm)
1.	Muž	28	187	90	31	41	33
2.	Muž	28	187	77	28	35	28
3.	Muž	22	182	63	26	38	30
4.	Muž	21	178	80	30	35	27
5.	Muž	25	190	75	31	40	32
6.	Muž	26	187	80	28	37	32
7.	Žena	21	170	60	26	34	27
8.	Žena	30	180	58	24	37	26
9.	Žena	22	169	54	21	33	27
10.	Žena	22	174	62	23	36	27
11.	Žena	22	173	69	27	35	27

Po získání těchto údajů byl každý jednotlivec usazen na židli. Následně byla vydezinfikovaná levá ruka a nalepeny elektrody. Pro první dvě měření se elektrody nalepovaly na biceps ve stanovených procentech délky horní části paže (1. proudová elektroda byla lepena přibližně v 15 %, 2. napěťová v 30 %, 3. napěťová v 50 % a 4. proudová v 65 % celkové délky pažní kosti). Přesné zobrazení je na Obrázku 17.



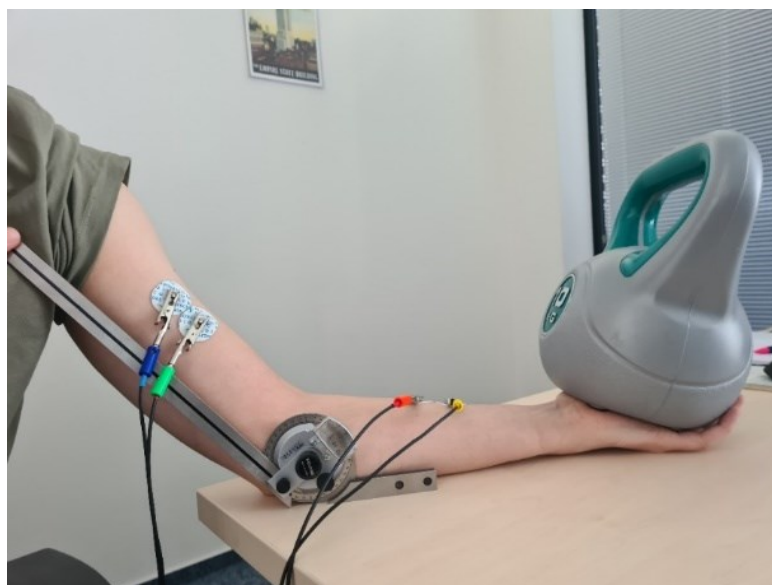
Obr. 17: Umístění elektrod pro měření na bicepsu

Následně bylo provedeno 1. měření úhlů při klidové fázi. Subjekt měl položenou ruku na stole pod úhlem 180° (Obrázek 18a) - v takové pozici se začínalo, na povel, po 60 s, dobrovolník posunul ruku tak, aby svírala úhel v loketním kloubu 90° (Obrázek 18b). Po další minutě se opět měnil úhel a to na 45° (Obrázek 18c), kdy následovala další 60 s část a poté se paže vrátila opět do původní polohy 180° (Obrázek 18d). Všechny části tohoto prvního měření byly prováděny v klidu – subjekt nebyl ničím rušen a po celou dobu měl svaly uvolněné. Při měření se používal úhломěr, aby stanovené úhly měly opravdu tolik stupňů, kolik se definovalo v návrhu experimentu.



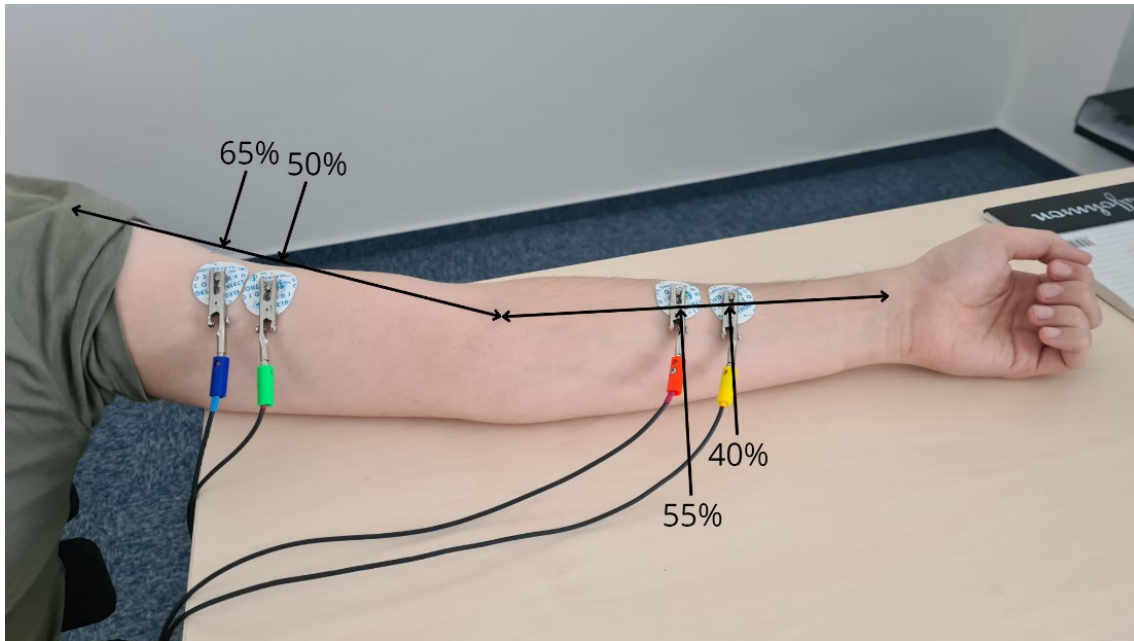
Obr. 18: Jednotlivé úhly při 1. a 3. měření A) 180°, B) 90°, C) 45° a D) 180°

Následovalo 2. měření izometrické kontrakce. Tentokrát měl subjekt předem definovanou pozici – úhel paže 130° se závažím na dlaní, které sloužilo pro zachování stejného úhlu během kontrakcí. (Obrázek 19). Začátek měření začal opět v klidovém stádiu, poté následovala 5 s poloviční neúplná kontrakce, a potom opět minuta klidu. Po uplynutí byla provedena opět 5s kontrakce, ale tentokrát při maximální možnému stahu. Další fází byl opětovný klidový (60 s), na který navazovala opět maximální kontrakce, ale tentokrát po dobu 1 minuty. Na konci tohoto 2. měření následovala minuta a půl klidu. Všechny tyto fáze měření byly provedeny při stejném úhlu, tedy 130°.



Obr. 19: Pozice paže při měření izometrické kontrakce svalů

Po změření prvních dvou měření byl opakován postup, který se aplikoval před měřením EIM na bicepsu. Znova se vydezinfikovala plocha, na kterou se nalepily zbývající dvě elektrody na předloktí (přibližně ve 40% proudová a v 55% dolní části pažní kosti napěťová, další dvě zůstaly stejné jak v předchozím měření (Obrázek 20)). Postup zůstal stejný jak v 1. a 2. měření, tzn. že 3. měření úhlů při klidové fázi mělo 4 min se stejným průběhem a taky 4. měření izometrické bylo identické jak 2. měření izometrické kontrakce, tedy 5 min a 40 s, změna byla pouze v umístění elektrod.



Obr. 20: Umístění elektrod pro měření na bicepsu a předloktí

5 Analýza výsledků

V této kapitole byla provedena analýza všech získaných výsledků při použití tabulek a grafů. Praktickou část lze rozdělit do dvou částí, a to na měření úhlů loketního kloubu a na měření kontrakce svalů. Obě tyto části byly zkoumány na bicepsu a poté na bicepsu a předloktí (viz. kapitola 4.4.1).

5.1 Měření úhlů loketního kloubu – 180°, 90° a 45°

V první části se bude rozebírat vliv daných úhlů loketního kloubu. Jak už bylo zmiňováno, tak bylo nejdříve provedeno měření úhlů při klidové fázi, kdy elektrody byly umístěny pouze na horní části paže – bicepsu (a). Poté bylo totéž měření provedeno i pro verzi, kdy byly elektrody nalepeny na předloktí a bicepsu (b).

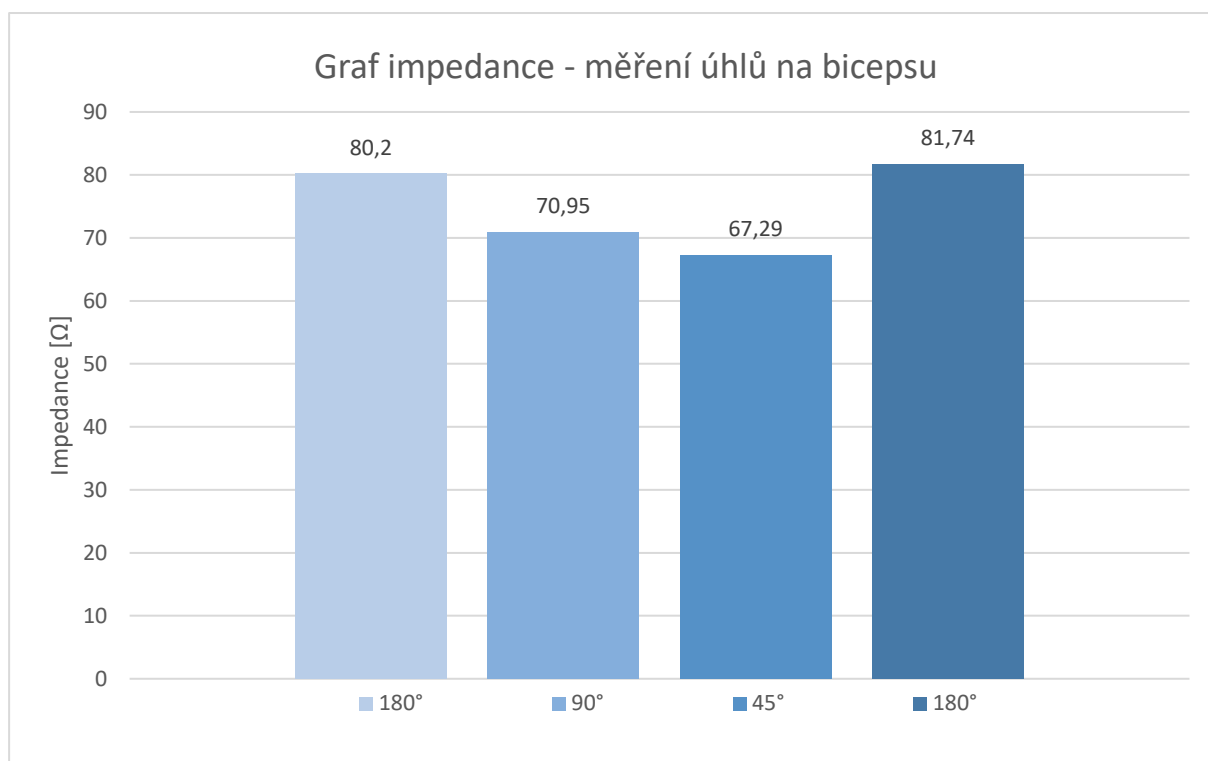
a) Měření úhlů při klidové fázi – 180°, 90°, 45° (elektrody – biceps)

Po změření všech úhlů (popis v kap. 4.4.2.) byly hodnoty impedance a fázového úhlu pomocí Matlabu vykresleny do grafu (Obr. 23) pro subjekt č. 1, na kterém lze nejlépe vidět průběhy impedance i fázového úhlu. Následně byla spočítána střední hodnota daného úseku a výsledek byl zapsán pro každý subjekt zvlášť do Tabulky 5 a Tabulky 6. Poté se vypočítala z každého sloupce průměrná hodnota pro lepší analýzu dat. Z průměrných hodnot jednotlivých sloupců byl navíc vytvořen sloupcový graf (Obr. 21 a Obr. 22) pro lepší znázornění rozdílu mezi impedancí a fázovým úhlem.

V Tab. 5 jsou zaznamenány všechny hodnoty impedance pro jednotlivé úseky měření (180°, 90°, 45° a opět 180°). Níže je graf (Obr. 21), který vykresluje zaokrouhlené průměrné hodnoty impedance z tabulky do sloupcového grafu, aby byly výsledky impedance lépe znázorněny.

Tab. 5: Měření úhlů na bicepsu – impedance

Subjekt	Z při 180° (Ω)	Z při 90° (Ω)	Z při 45° (Ω)	Z při 180° (Ω)
1.	83,12	68,45	63,13	83,92
2.	83,56	76,12	71,99	84,83
3.	75,83	65,59	61,06	76,49
4.	63,85	57,29	53,88	64,12
5.	52,61	47,33	48,22	52,70
6.	84,30	72,69	66,16	84,85
7.	80,53	73,51	69,72	89,16
8.	79,13	70,21	63,82	79,31
9.	93,94	81,32	77,83	96,37
10.	73,14	61,43	58,36	74,79
11.	112,21	106,55	106,05	112,58
Průměr	80,20	70,95	67,29	81,74

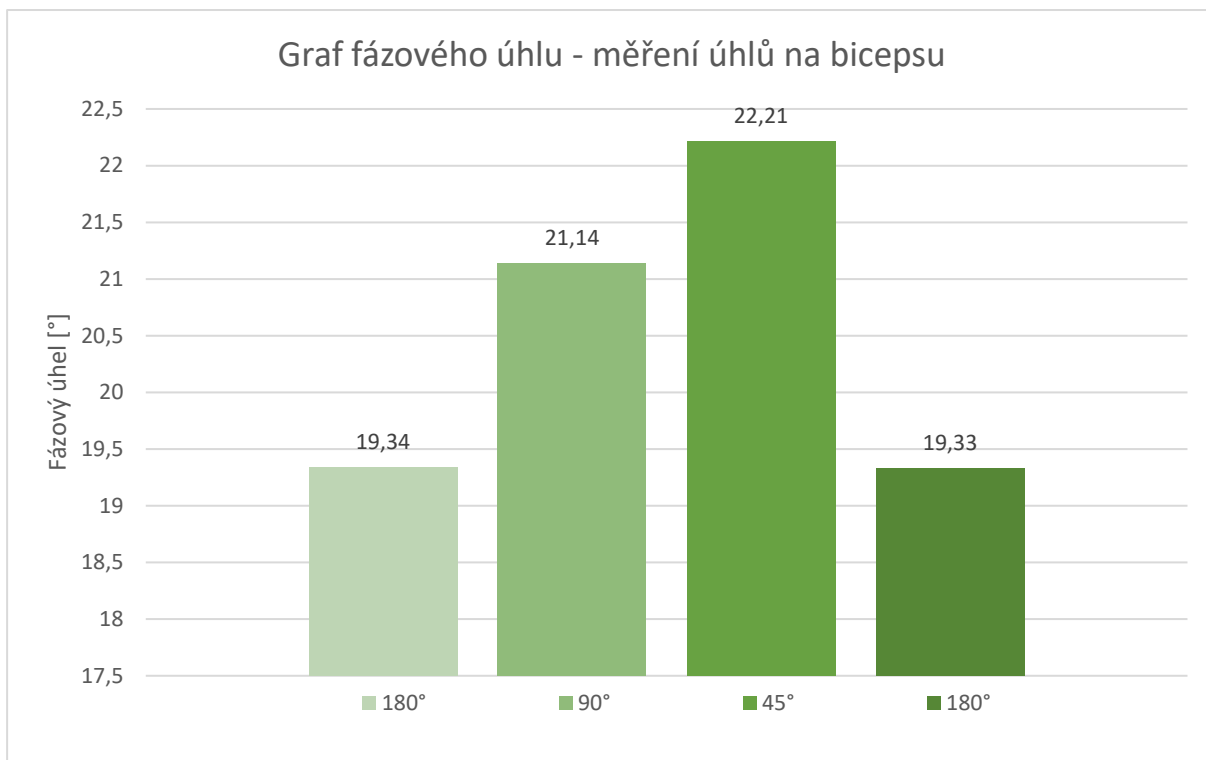


Obr. 21: Graf impedance pro měření úhlů loketního kloubu pro a)

V Tab. 6 jsou zaznamenány všechny hodnoty fázového úhlu pro jednotlivé úseky měření (180°, 90°, 45° a opět 180°). Níže je sloupcový graf (Obr. 22), který vykresluje absolutní hodnoty zaokrouhlených průměrných hodnot fázového úhlu.

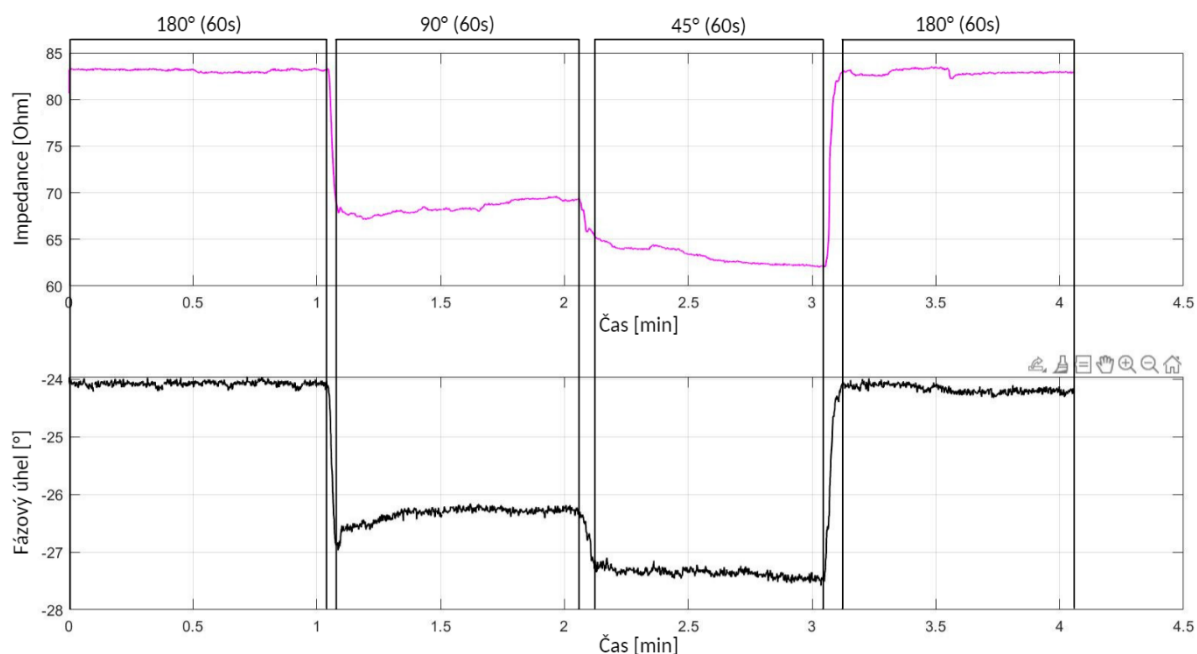
Tab. 6: Měření úhlů na bicepsu – fázový úhel

Subjekt	Φ při 180° (°)	Φ při 90° (°)	Φ při 45° (°)	Φ při 180° (°)
1.	-24,08	-26,32	-27,36	-24,17
2.	-20,23	-22,74	-23,38	-20,31
3.	-20,46	-22,95	-25,49	-20,43
4.	-19,49	-21,15	-22,53	-19,50
5.	-23,85	-27,06	-28,33	-24,30
6.	-19,95	-21,84	-23,31	-19,60
7.	-17,80	-19,83	-20,47	-17,61
8.	-17,35	-18,46	-19,35	-16,90
9.	-16,92	-18,57	-19,12	-17,03
10.	-15,74	-16,68	-17,26	-16,27
11.	-16,89	-16,96	-17,66	-16,54
Průměr	-19,34	-21,14	-22,21	-19,33



Obr. 22: Graf fázového úhlu pro měření úhlů loketního kloubu pro a)

Z naměřených hodnot byl také pomocí Matlabu vykreslen graf (Obr. 23) jak pro impedanci, tak pro fázový úhel. V grafu jsou vyznačeny jednotlivé úseky měření.



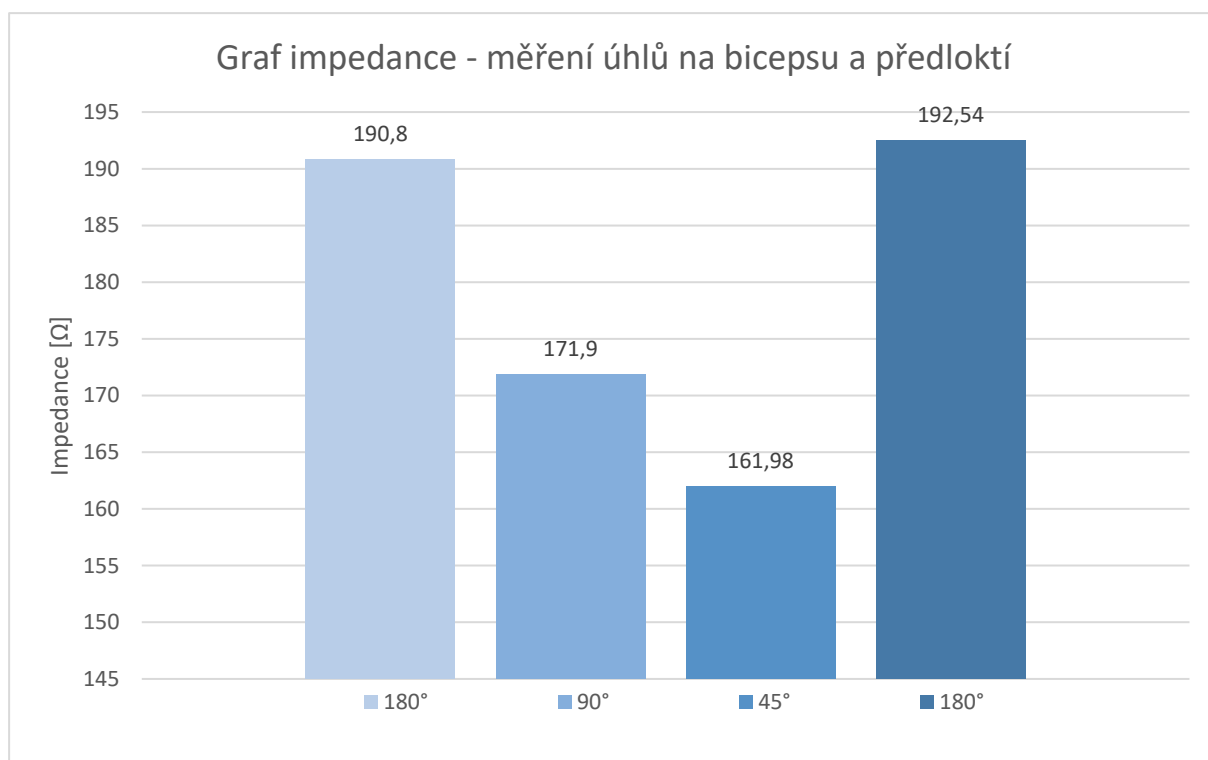
Obr. 23: Graf impedance a fázového úhlu pro a)

b) Měření úhlů při klidové fázi – 180°, 90°, 45° (elektrody – biceps a předloktí)

V druhé části byl postup opět stejný. Hodnoty impedance po změření byly zapsány do Tab. 7, opět pro každý subjekt zvlášť a následně byly výsledky zaokrouhleny a zprůměrovány v posledním řádku v každém sloupci a vykresleny do sloupcového grafu (Obr. 24).

Tab. 7: Měření úhlů na bicepsu a předloktí – impedance

Subjekt	Z při 180° (Ω)	Z při 90° (Ω)	Z při 45° (Ω)	Z při 180° (Ω)
1.	167,94	146,19	141,19	169,52
2.	160,21	144,44	142,44	162,34
3.	166,61	151,99	144,93	166,11
4.	163,57	151,72	141,39	163,18
5.	176,95	155,08	150,96	179,34
6.	176,81	162,08	149,24	177,64
7.	195,70	179,00	169,68	199,02
8.	197,42	175,44	162,52	201,11
9.	246,38	217,64	199,73	248,60
10.	189,79	172,69	160,21	192,64
11.	257,41	234,64	219,53	258,45
Průměr	190,80	171,90	161,98	192,54

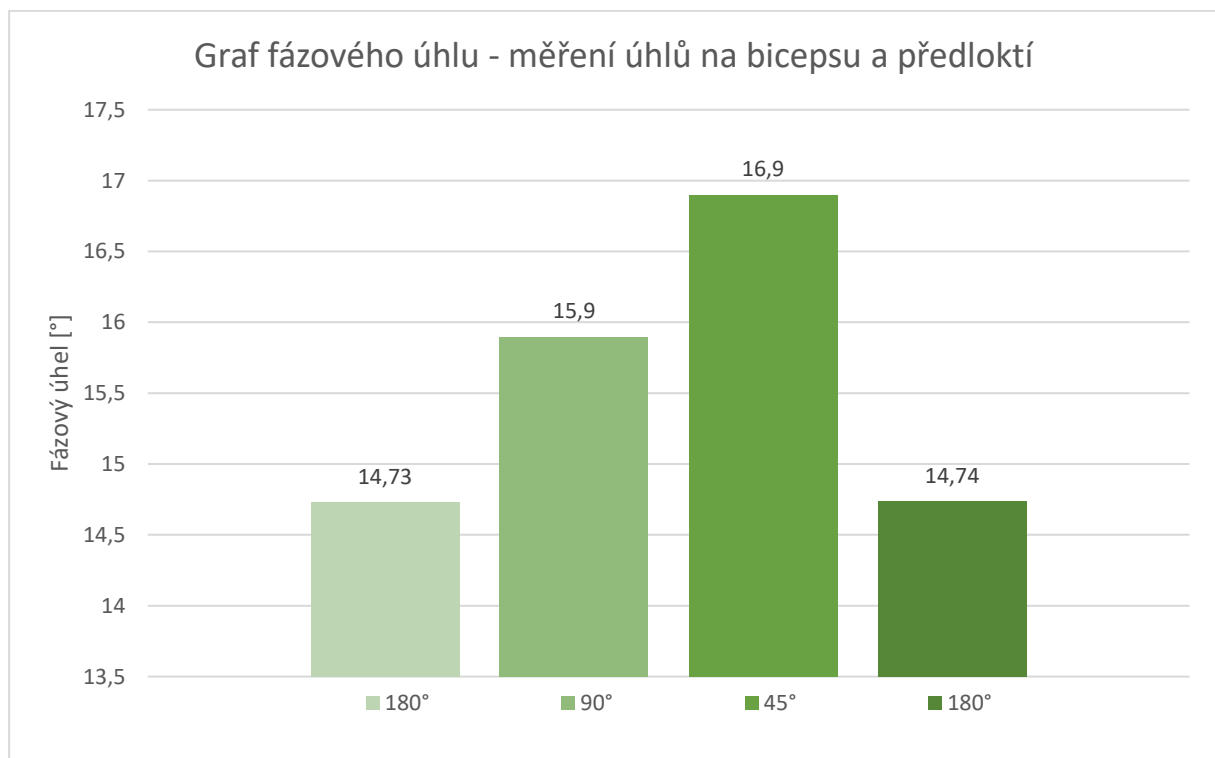


Obr. 24: Graf impedance pro měření úhlů loketního kloubu pro b)

V Tab. 8 jsou zaznamenány všechny hodnoty fázového úhlu pro jednotlivé úseky měření (180°, 90°, 45° a opět 180°). Níže je sloupcový graf (Obr. 25), který vykresluje absolutní hodnoty zaokrouhlených průměrných hodnot fázového úhlu.

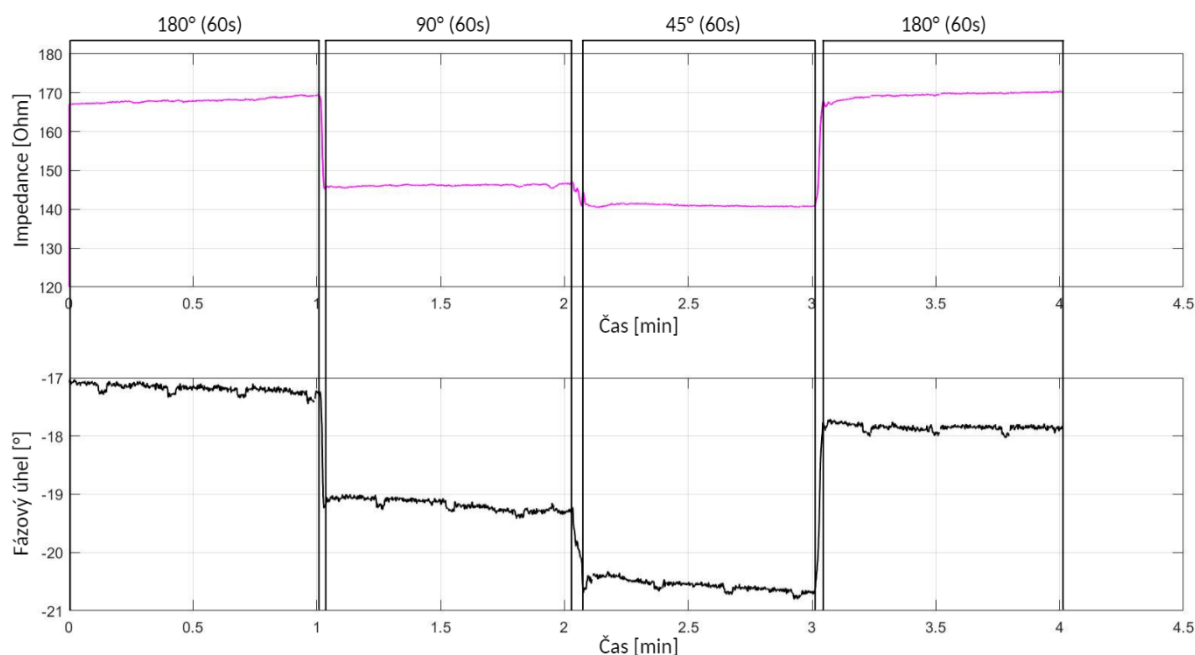
Tab. 8: Měření úhlů na bicepsu a předloktí – fázový úhel

Subjekt	Φ při 180° (°)	Φ při 90° (°)	Φ při 45° (°)	Φ při 180° (°)
1.	-17,18	-19,17	-20,55	-17,85
2.	-14,17	-15,96	-16,99	-14,28
3.	-16,08	-18,01	-18,95	-15,87
4.	-15,79	-16,79	-17,75	-15,45
5.	-16,06	-16,90	-18,38	-16,10
6.	-13,01	-14,41	-15,52	-13,35
7.	-12,57	-13,46	-14,18	-12,60
8.	-17,35	-18,46	-19,35	-16,90
9.	-12,67	-13,56	-14,05	-12,66
10.	-14,08	-14,65	-15,30	-14,08
11.	-13,02	-13,55	-14,84	-12,98
Průměr	-14,73	-15,90	-16,90	-14,74



Obr. 25: Graf fázového úhlu měření úhlu loketního kloubu pro b)

Stejně jak u a), tak i zde byl vykreslen pomocí Matlabu z naměřených hodnot graf (Obr. 26) jak pro impedanci, tak pro fázový úhel. V grafu jsou vyznačeny jednotlivé úseky měření.



Obr. 26: Graf impedance a fázového úhlu pro b)

5.1.1 Porovnání výsledků a) a b)

Z jednotlivých grafů a tabulek u obou měření lze říct, že impedance spolu s fázovým úhlem se mění v závislosti na poloze loketního kloubu.

Impedance

- Impedance počáteční fáze 180° je téměř stejná jak koncová fáze 180°. Z grafu lze vyčíst, že se liší pouze o necelé 2 Ω , a to jak při měření, kdy byly elektrody umístěné na bicepsu, tak při měření na bicepsu a předloktí. Zároveň se impedance mění vždy stejně v závislosti na jiném úhlu loketního kloubu. Pro ověření, že to takhle funguje stačí převést průměrné hodnoty na procenta, tzn. pro 180° bylo naměřeno 80 Ω , pokud tato hodnota bude rovna 100 %, tak pomocí jednoduchého výpočtu lze dopočítat ostatní hodnoty. Pro lepší orientaci byly hodnoty impedancí a následně jejich procentuálních vyjádření zapsány do Tab. 8. Výsledky procentuálního rozdílu mezi impedancí Z (a) (měření impedance na bicepsu) a Z (b) (měření impedance na bicepsu a předloktí) dokazují, že měření úhlů obou posuzovaných měření bylo prováděno za stejných podmínek.

Tab. 8: Impedance a , b a její procentuální vyjádření vzhledem k první fázi 180°

	180°	90°	45°	180°
Z (a) [Ω]	80,2	70,95	67,29	81,74
Z (b) [Ω]	190,8	171,9	161,98	192,54
Poměr Z (a) k první fázi 180° [%]	100	88,47	83,9	101,92
Poměr Z (b) k první fázi 180° [%]	100	90,09	84,89	100,91
 Poměr Z (a) – Poměr Z (b) [%]	0	1,62	0,99	1,01

- Platí zde, že čím nižší úhel loketního kloubů, tím nižší hodnoty impedance jsou.
- Rozdíl těchto dvou měření byl ve velikosti impedance. Platí zde, že čím menší vzdálenost mezi elektrodami, tím menší impedance bude. Pro měření na bicepsu se rovnala impedance při 180° přibližně 80 Ohmů a pro měření na bicepsu a předloktí při 180° vykazovala hodnoty kolem 190 Ohmů, což je víc než dvojnásobek.

Fázový úhel

- Ze sloupcových grafů (Obr. 24 a Obr. 25) jde vidět, že fázový úhel při počátečních 180° a při koncových 180° je téměř identický. U obou měření se liší pouze o $0,01^\circ$.
- Na rozdíl od impedance se absolutní hodnota fázového úhlu zvyšuje, zatímco stupně úhlu loketního kloubu klesají.

5.2 Měření izometrické kontrakce

V druhé části byl zanalyzován vliv izometrické kontrakce na impedanci a fázový úhel. Nejdřív pro měření, kdy elektrody byly nalepeny na bicepsu (a) a pak pro měření, kdy EKG elektrody byly umístěné na bicepsu a předloktí (b).

c) Měření izometrické kontrakce (elektrody – biceps)

Naměřené hodnoty impedance a fázového úhlu byly opět pomocí Matlabu vykresleny do grafu (Obr. 31). Následně se měření rozdělilo do úseků, které představovaly v tabulkách konkrétní sloupec (Tab. 9 a Tab. 10):

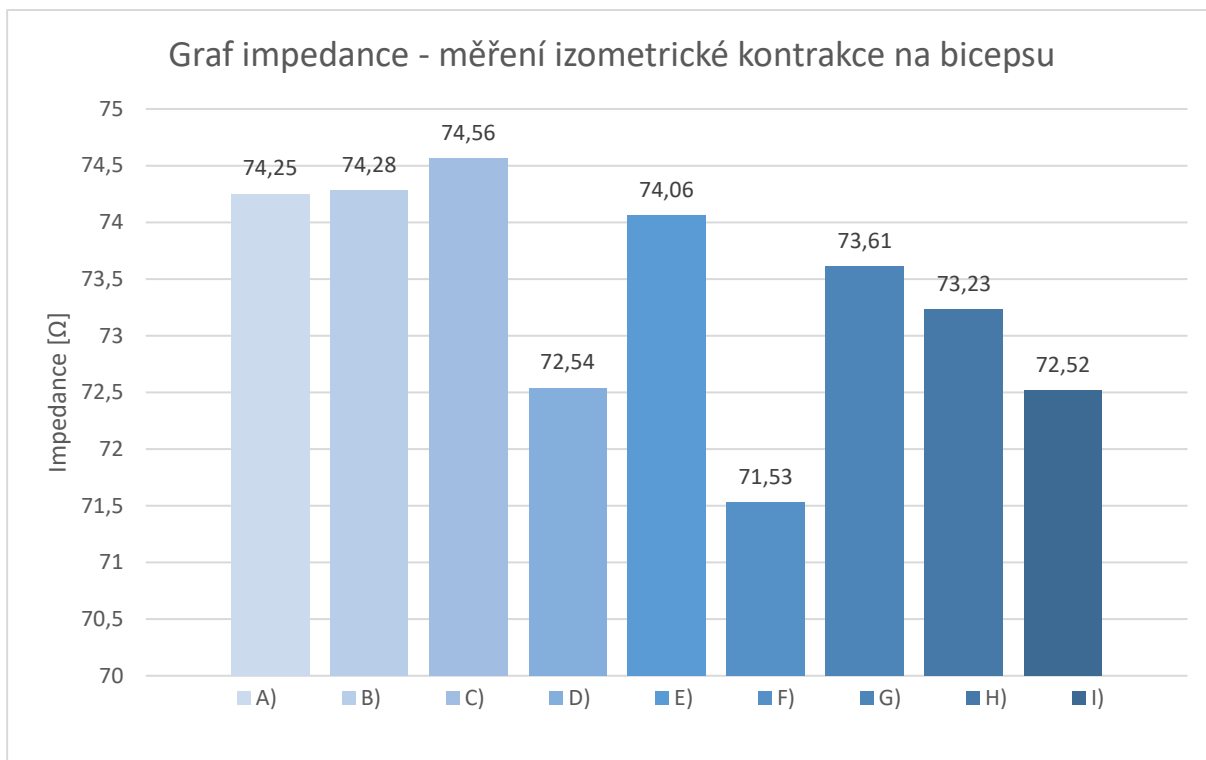
- A) 1. klidová fáze
- B) 5s 50% MVC (maximální vědomá kontrakce)
- C) 2. klidová fáze
- D) 5s MVC
- E) 3. klidová fáze
- F) 60s MVC – prvních 10 s
- G) 60s MVC – posledních 10 s
- H) 4. klidová fáze – prvních 10 s
- I) 4. klidová fáze – posledních 10 s.

Každá fáze měření byla vyhodnocená na základě střední hodnoty pro každý subjekt zvlášť a následně sloupce jednotlivě zprůměrované do posledního řádku tabulky. Výsledný řádek hodnot byl vykreslen ve sloupcových grafech (Obr. 27 a Obr. 29), kde se dalo lépe vyčíst data.

Tab. 9: Měření izometrické kontrakce na bicepsu – impedance

Subjekt	A) Klid_1	B) 5s 50% MVC	C) Klid_2	D) 5s MVC	E) Klid_3	F) 60s MVC_1	G) 60s MVC_2	H) Klid_4_1	I) Klid_4_2
1.	75,92	78,61	76,27	77,07	75,54	73,40	76,22	77,30	74,71
2.	80,83	80,07	80,82	76,45	81,24	77,04	80,01	82,79	81,98
3.	61,11	60,31	60,21	56,24	58,71	54,74	58,54	59,78	57,67
5.	59,54	57,01	59,19	57,64	58,38	56,59	58,27	56,74	56,80
5.	61,08	58,05	62,19	53,66	58,9	53,34	58,39	55,66	57,06
6.	79,67	78,76	79,7	75,94	80,07	73,48	78,07	77,89	76,14
7.	83,59	84,23	83,66	84,13	83,7	83,68	83,76	83,67	82,17
8.	72,47	72,57	73,08	72,54	72,68	73,04	72,65	70,38	70,44
9.	x	x	x	x	x	x	x	x	x
10.	67,58	69,35	67,82	68,92	67,86	68,89	67,96	66,31	66,43
11.	100,70	103,81	102,7	102,82	103,49	101,12	102,19	101,75	101,80
Průměr	74,25	74,28	74,56	72,54	74,06	71,53	73,61	73,23	72,52

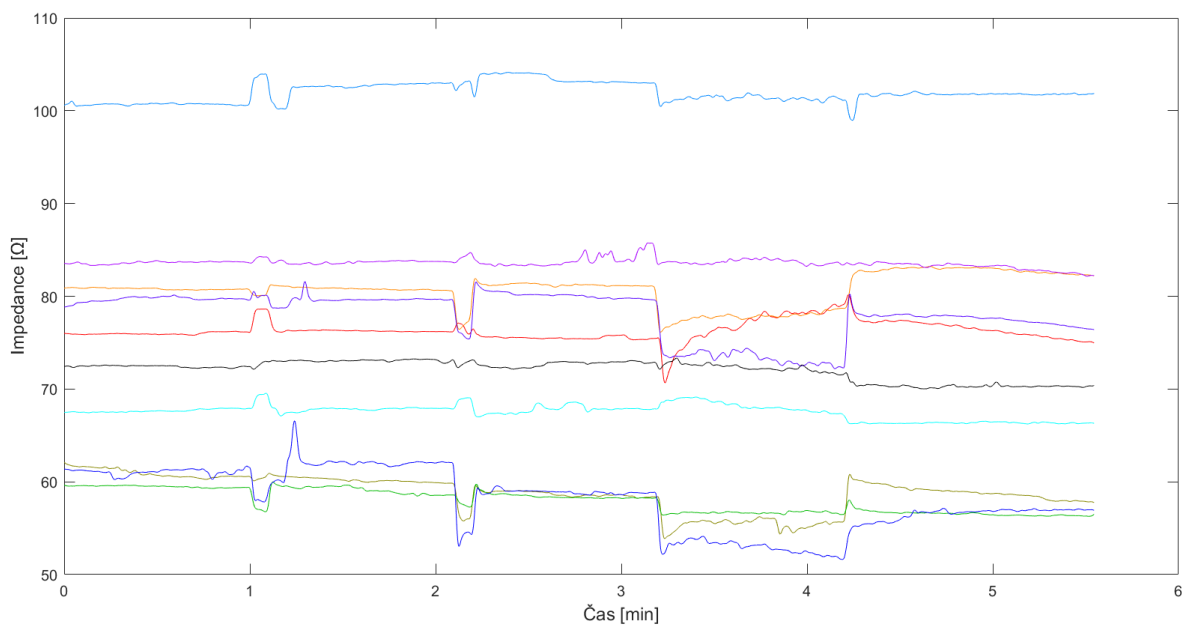
V Tab. 9 musel být subjekt č. 9 pro dané měření vyřazen, jelikož jeho průběh impedance nebyl správně vykreslen. Už z této tabulky lze vidět, že průměrná hodnota středních hodnot jednotlivých fází měření se mezi sebou o tolik neliší, maximálně o pár Ohmů. Pro lepší viditelnost změn, mezi danými úseky měření je umístěn níže sloupcový graf (Obr. 27).



Obr. 27: Sloupcový graf impedance při měření izometrické kontrakce na bicepsu

Sloupcový graf zobrazuje průměrné hodnoty jednotlivých fází. Úseky D a F (100% MVC) vykazují nejnižší hodnoty, takže rozdíl mezi klidovou fází a 100% MVC je zřetelný.

Pro lepší analýzu výsledků byly všechny průběhy impedancí vykresleny do jednoho grafu (Obr. 28). Každý subjekt je označen jinou barvou pro lepší orientaci v grafu. Je zde vidět, že kontrakce měly vliv na impedanci. U některých se projevovala tato změna tím, že impedance při MVC rostla a u některých naopak klesala. Převládala ale situace, kdy impedance klesala (viz. Obr. 27).



Obr. 28: Průběhy impedance všech subjektů pro c)

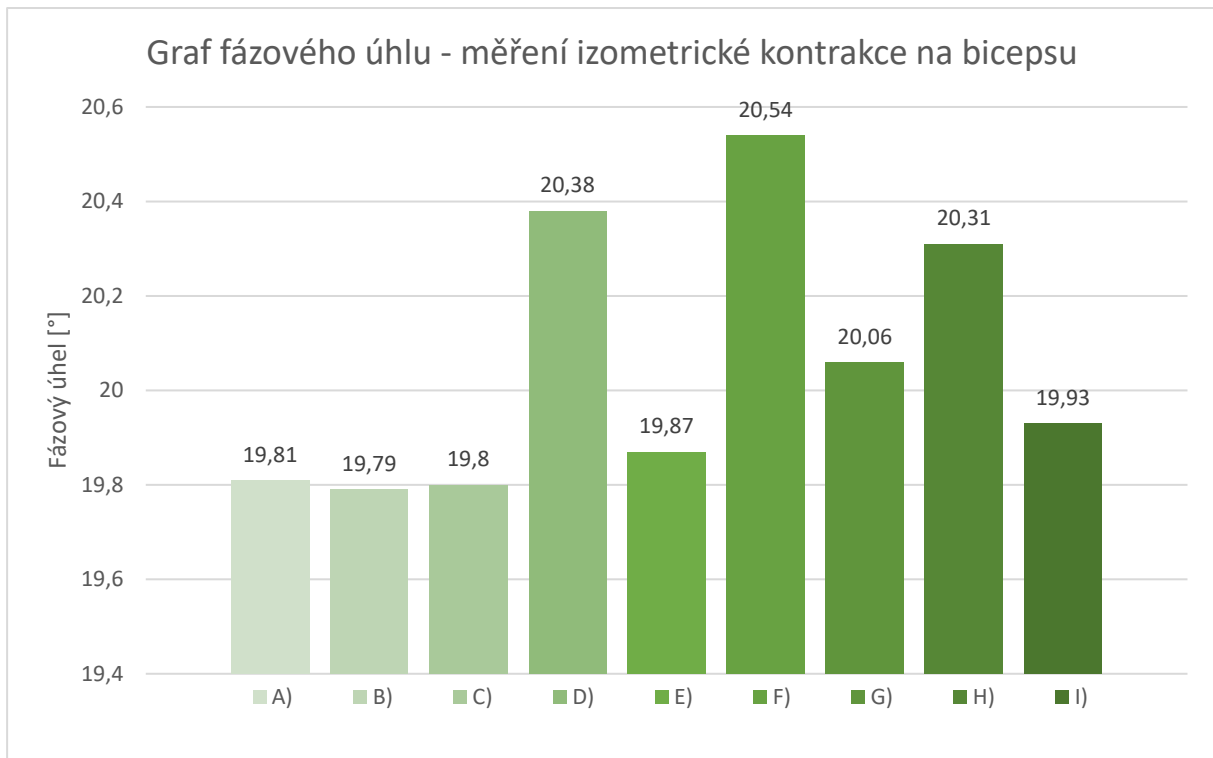
Stejně jako v tabulce pro impedanci byl zapsán do tabulky (Tab. 10) fázový úhel.

Tab. 10: Měření izometrické kontrakce na bicepsu – fázový úhel

Subjekt	A) Klid_1	B) 5s 50% MVC	C) Klid_2	D) 5s MVC	E) Klid_3	F) 60s MVC_1	G) 60s MVC_2	H) Klid_4_1	I) Klid_4_2
1.	-25,21	-25,14	-25,21	-24,98	-25,32	-25,48	-25,24	-25,69	-24,72
2.	-20,58	-20,41	-20,45	-21,15	-20,62	-21,23	-20,82	-22,04	-21,70
3.	-19,27	-19,15	-19,03	-20,85	-18,96	-21,31	-19,71	-19,24	-18,76
4.	-20,20	-20,13	-20,13	-20,95	-20,36	-21,19	-20,51	-20,66	-20,47
5.	-26,19	-26,36	-26,26	-27,15	-26,65	-27,24	-26,62	-26,71	-26,33
6.	-20,86	-20,95	-20,77	-21,54	-21,06	-22,02	-21,29	-22,05	-21,64
7.	-18,74	-18,62	-18,65	-18,56	-18,59	-18,67	-18,75	-19,51	-18,78
8.	-16,87	-16,72	-16,74	-17,59	-16,71	-17,62	-17,04	-16,89	-16,50
9.	-16,6	-16,92	-17,28	-17,25	-16,96	-17,08	-17,07	-17	-17,06
10.	-16,57	-16,57	-16,44	-17,10	-16,59	-17,09	-16,73	-16,81	-16,56
11.	-16,85	-16,75	-16,83	-17,03	-16,77	-17,05	-16,89	-16,86	-16,69
Průměr	-19,81	-19,79	-19,8	-20,38	-19,87	-20,54	-20,06	-20,31	-19,93

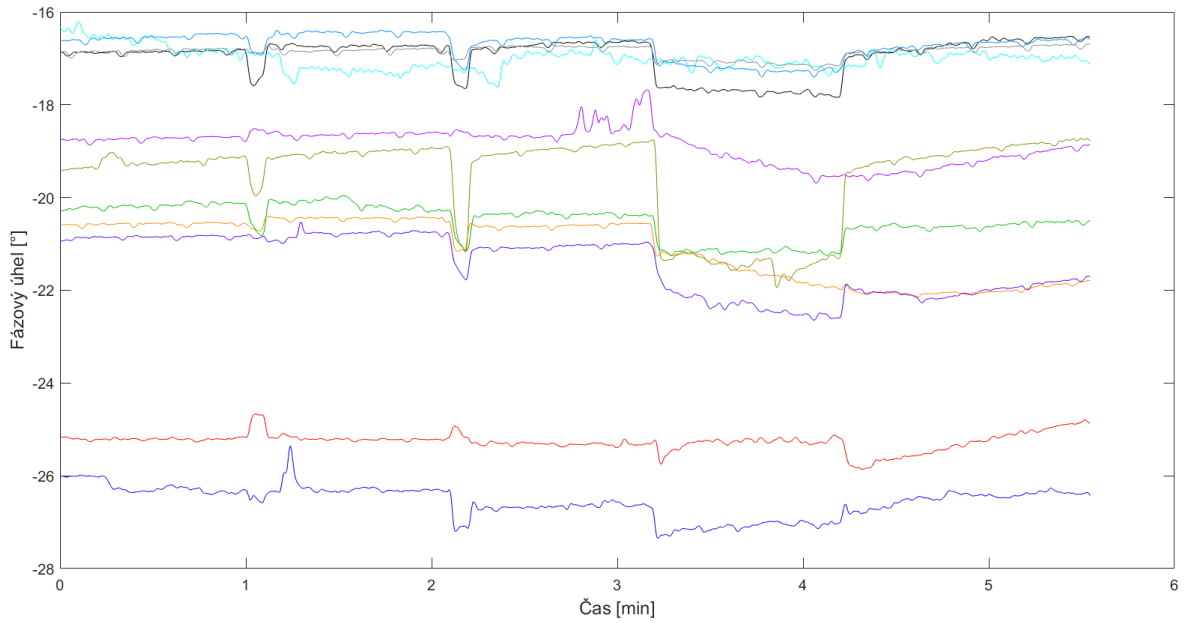
Rozdíly opět nebyly razantně velké, jednalo se pouze o necelý stupeň, a proto výsledky lze lépe vidět ve sloupcovém grafu (Obr. 29).

Pro sloupcový graf byly opět použity průměrné absolutní hodnoty jednotlivých úseků měření. Opět si lze všimnout, že úsek D a F se liší od ostatních. Tentokrát ale je tomu naopak jak u impedance a hodnoty fázového úhlu při 100 % MVC vykazují nejvyšší hodnoty.



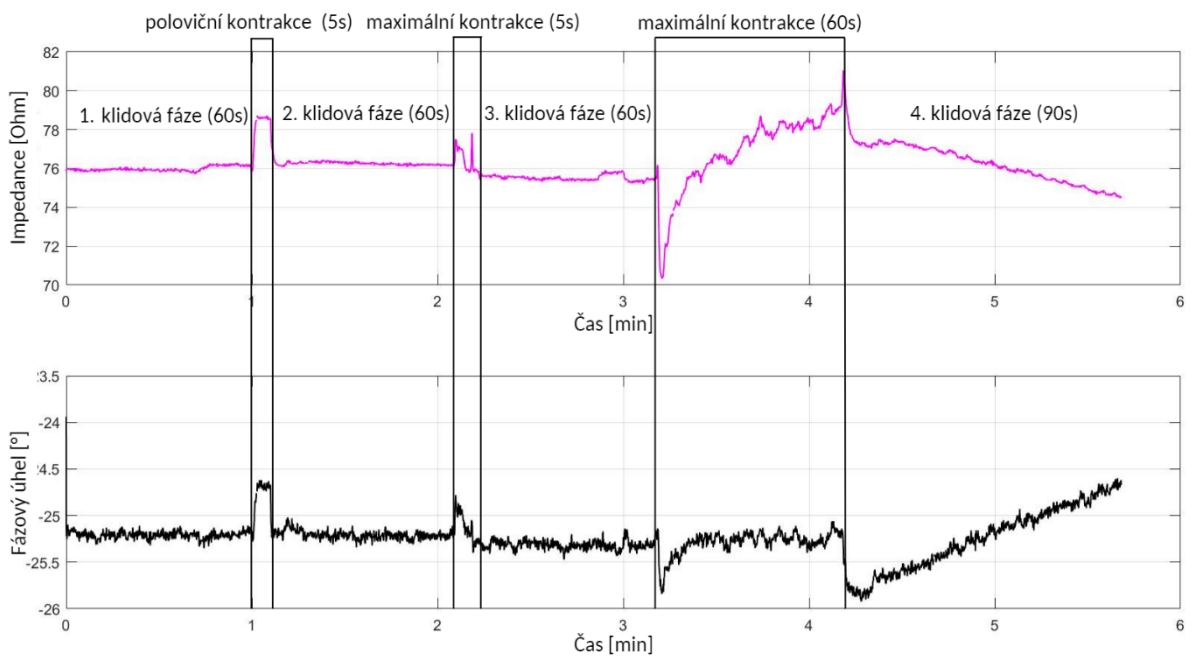
Obr. 29: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro c) – fázový úhel

Průběhy jednotlivých fází všech měřených subjektů byly vykresleny do jednoho grafu (Obr. 30), kde je vidět každý průběh zvlášť pomocí jiných barev signálů. Jak už bylo poznamenáno u sloupcového grafu, tak fázový úhel při MVC vykazoval nejvyšší hodnot. Tyto hodnoty jsou ale uvedeny v absolutní hodnotě, takže v grafu jsou zobrazeny jako klesající hodnoty (až na pár výjimek, kdy hodnoty u MVC rostly).



Obr. 30: Průběhy fázového úhlu všech subjektů pro c)

Na závěr této kapitoly byl zobrazen ještě jeden graf (Obr. 31), který vykresluje průběh jak impedance, tak fázového úhlu. Opět byl vykreslen subjekt č. 1, který zřetelně vykresluje změny při kontrakcích. Pro lepší přehlednost jednotlivých fází byly zde vyznačeny jednotlivé průběhy daných úseků části měření.



Obr. 31: Graf impedance a fázového úhlu pro c)

d) Měření izometrické kontrakce (elektrody na bicepsu a předloktí)

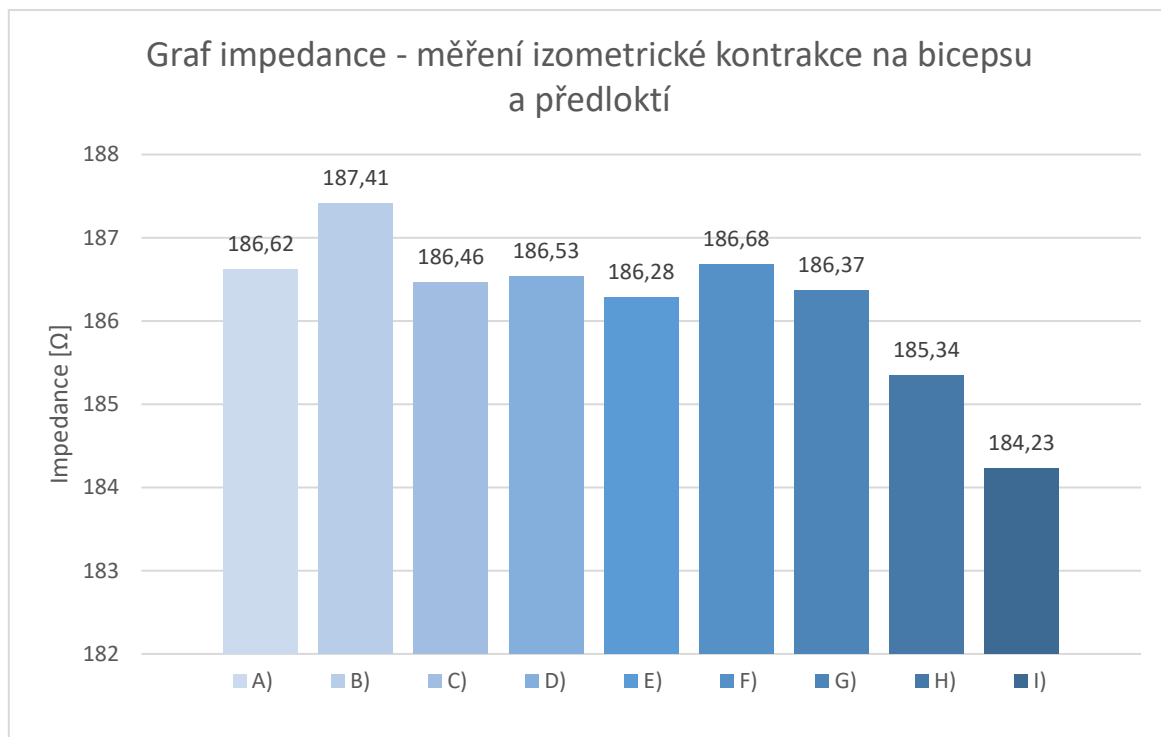
Naměřené hodnoty v tomto měření izometrické kontrakce, kdy EKG elektrody byly umístěné na bicepsu a předloktí, byly taky vykresleny do grafu (Obr. 36). Poté bylo měření rozděleno na fáze stejně podle c).

Postup byl stejný jak v předchozích měření, takže prvně byly hodnoty impedance pro jednotlivé úseky zapsané do Tab. 11 a následně v každém sloupci zvlášť zprůměrované.

Tab. 11: Měření izometrické kontrakce na bicepsu a předloktí – impedance

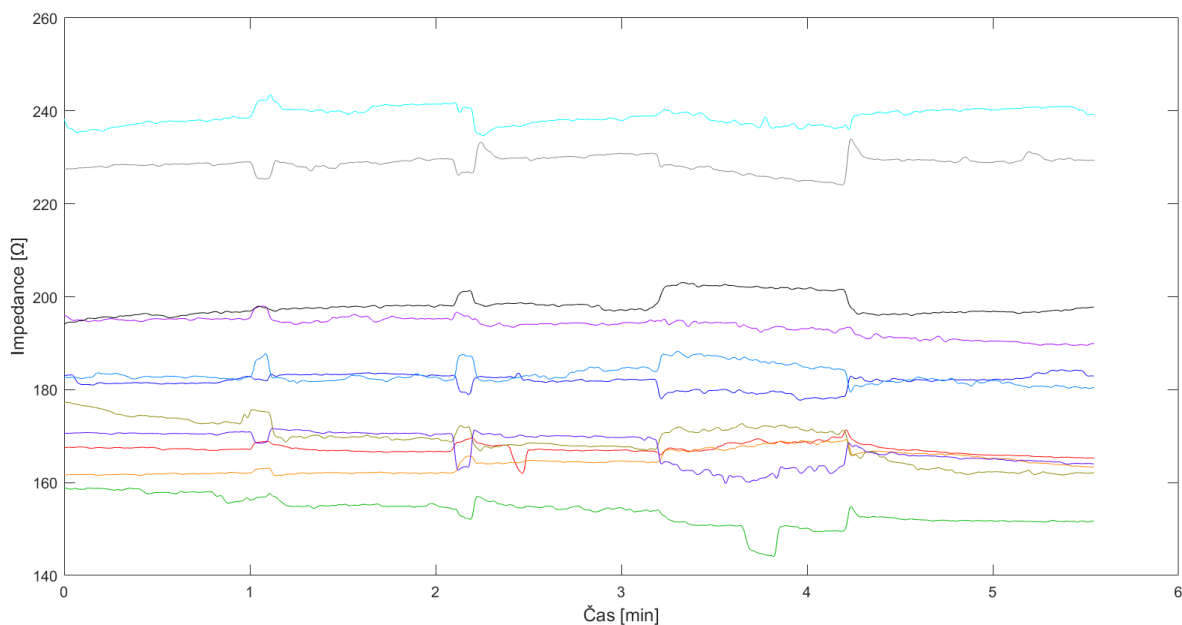
Subjekt	A) Klid_1	B) 5s 50% MVC	C) Klid_2	D) 5s MVC	E) Klid_3	F) 60s MVC_1	G) 60s MVC_2	H) Klid_4_1	I) Klid_4_2
1.	167,39	168,7	166,84	168,83	166,68	167,32	167,4	167,55	165,1
2.	161,77	162,92	162,07	164,42	164,48	166,93	164,25	166,69	162,95
3.	174,88	171,91	169,72	172,05	168,03	171,54	170,46	165,61	162,08
4.	158,3	157,23	154	152,68	154,58	151,64	153,93	152,58	151,26
5.	181,49	182,25	183,33	179,64	182,08	179,6	181,53	181,97	182,81
6.	170,59	168,45	170,777	163,07	169,93	163,74	168,1	166,08	163,78
7.	195,08	197,86	195,14	196,17	194,09	194,57	194,6	191,53	190,49
8.	195,66	197,91	197,82	200,86	198,08	202,57	198,79	196,12	197,63
9.	236,93	242,06	240,44	240,14	237,71	239,62	238,72	239,62	240,29
10.	182,54	186,7	182,29	187,43	183,34	187,77	183,91	181,45	180,51
11.	228,22	225,49	228,6	226,51	230,11	228,23	228,41	229,51	229,6
Průměr	189,35	187,41	186,46	186,53	186,28	186,68	186,37	185,34	184,23

Zde vidíme, že impedance je ve vyšších hodnotách než při měření kontrakce na bicepsu, a proto i změny jsou o něco větší. Lepší znázornění je ve sloupcovém grafu (Obr. 32), který vykresluje průměrné hodnoty impedance pro každý sloupec tabulky zvlášť. V tomto měření ale hodnoty nelze rozdělit na hodnoty klidu a hodnoty MVC, jelikož vycházejí dost podobně. Ovlivňuje to vyváženost průběhů, které klesají nebo naopak stoupají při kontrakci, a proto se hodnoty navzájem vyrovnaly.



Obr. 32: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro d) – impedance

Na tomto grafu (Obr. 33), kde byly vykresleny všechny průběhy impedance měřených subjektů, jde dobře vidět, že jednotlivé úseky klesají a u některých subjektů naopak rostou, a proto i výsledné průměrné hodnoty úseků vycházejí skoro stejně jako klidová fáze.



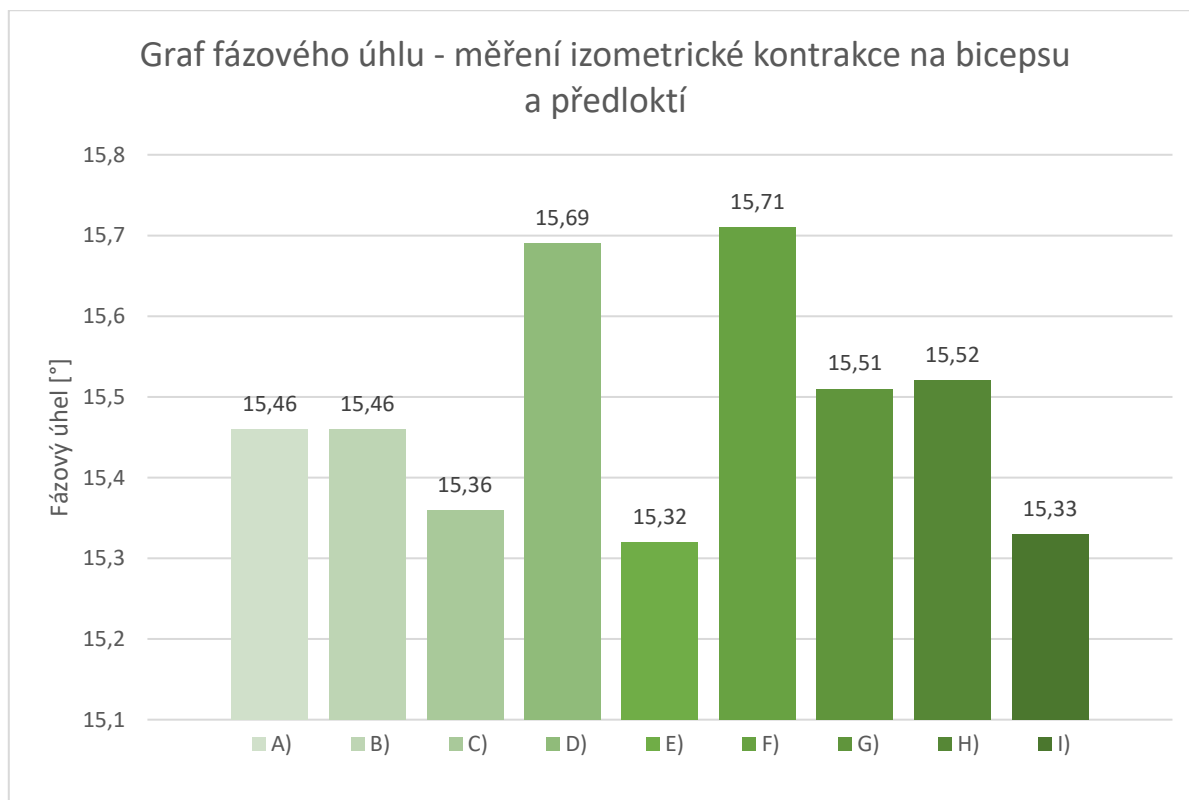
Obr. 33: Průběhy impedance a všech subjektů pro d)

Stejně jako hodnoty impedance byly zapsány do Tab. 12 hodnoty fázového úhlu.

Tab. 12: Měření izometrické kontrakce na bicepsu a předloktí – fázový úhel

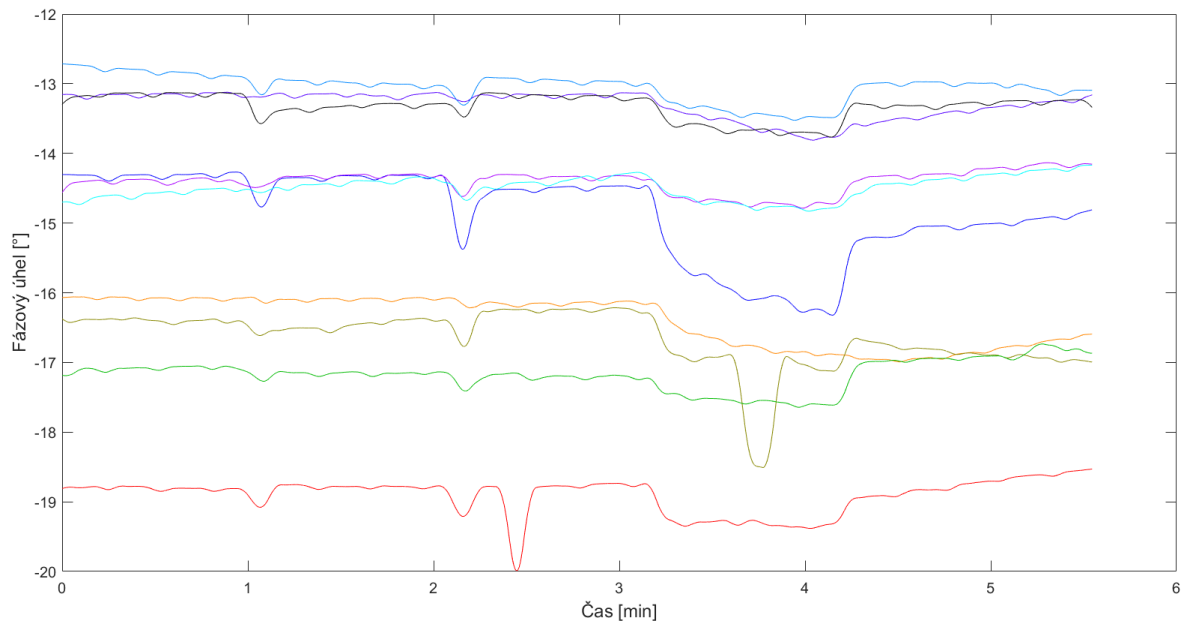
Subjekt	A) Klid_1	B) 5s 50% MVC	C) Klid_2	D) 5s MVC	E) Klid_3	F) 60s MVC_1	G) 60s MVC_2	H) Klid_4_1	I) Klid_4_2
1.	-18,80	-18,84	-18,78	-19,21	-18,94	-19,28	-18,98	-18,91	-18,55
2.	-16,08	-16,11	-16,12	-16,16	-16,16	-16,45	-16,27	-16,95	-16,57
3.	-19,24	-18,47	-17,91	-18,32	-17,42	-17,79	-17,90	-17,30	-16,95
4.	-16,40	-16,49	-16,46	-16,78	-16,24	-16,88	-16,61	-16,72	-17,01
5.	-17,10	-17,19	-17,16	-17,39	-17,20	-17,44	-17,27	-16,99	-16,91
6.	-14,32	-14,51	-14,34	-15,46	-14,50	-15,48	-14,84	-15,20	-14,80
7.	-13,17	-13,16	-13,17	-13,25	-13,17	-13,38	-13,28	-13,55	-13,15
8.	-14,40	-14,43	-14,32	-14,64	-14,33	-14,64	-14,45	-14,33	-14,14
9.	-13,16	-13,41	-13,33	-13,46	-13,18	-13,62	-13,36	-13,35	-13,22
10.	-14,62	-14,50	-14,42	-14,64	-14,40	-14,60	-14,52	-14,44	-14,18
11.	-12,80	-12,94	-12,99	-13,32	-12,96	-13,27	-13,09	-12,99	-13,15
Průměr	-15,46	-15,46	-15,36	-15,69	-15,32	-15,71	-15,51	-15,52	-15,33

Zde už jsou rozdíly větší než u impedance. Nejdříve byly hodnoty dílčích fází zprůměrované. Poté tyto hodnoty byly zaznamenány v absolutní hodnotě do sloupcového grafu (Obr. 34).



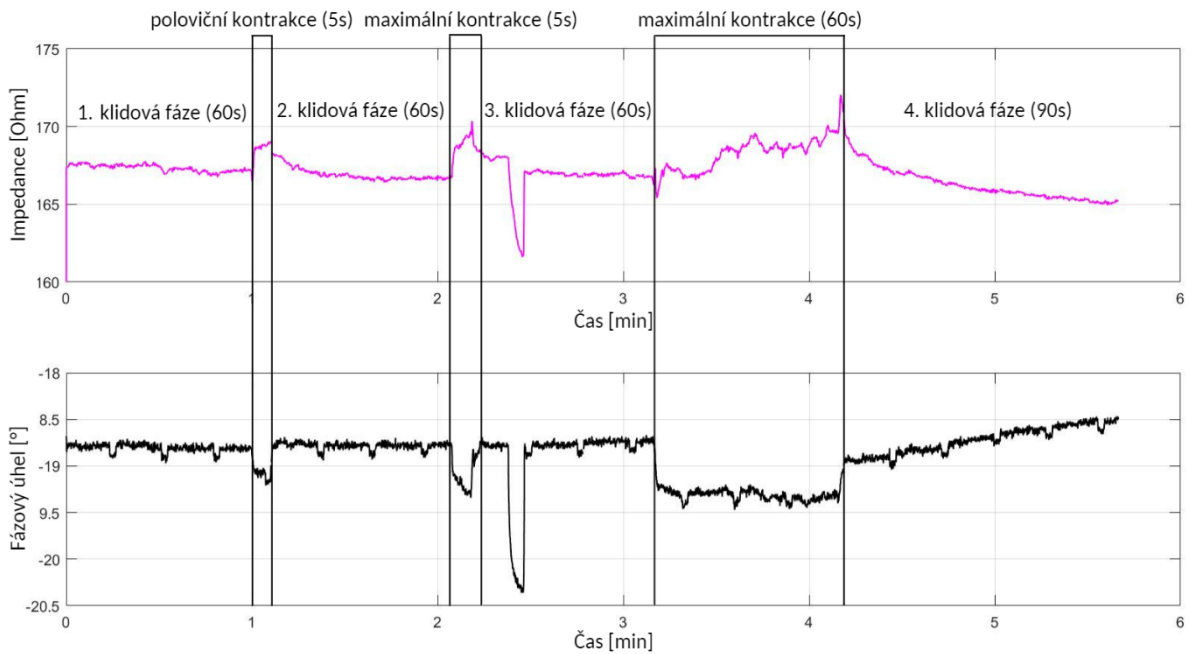
Obr. 34: Sloupcový graf měření izometrické kontrakce pro d) – fázový úhel

Je zřetelné, že hodnoty pro úseky D a F jsou nejvyšší. V grafu (obr. 35) je vidět průběh fázového úhlu pro jednotlivé subjekty a lze vidět, že v momentě MVC je patrná výchylka od klidové hodnoty.



Obr. 35: Průběhy fázového úhlu všech subjektů pro d)

Pro zobrazení jak fázového úhlu, tak impedance byl opět vykreslen v Matlabu graf pro subjekt č. 1 (Obr. 36). Jeho fáze byly zaznačené a okomentované.



Obr. 36: Graf impedance a fázového úhlu pro d)

5.2.1 Porovnání výsledků c) a d)

Po analýze měření c) i d) lze konstatovat, že impedance i fázový úhel se mění v závislosti na provedené kontrakci oproti klidové hodnotě.

Impedance

- Impedance se opravdu měnila spolu se změnou klidové fáze a kontrakce, ale pravděpodobně vlivem různé stavby těla nebo morfologie svalů u některých subjektů klesla a u některých vzrostla. U některých subjektů byla změna oproti klidové fázi výraznější, což lze předpokládat např. z důvodu vyššího množství svalové hmoty.
- V první části měření izometrické kontrakce, kdy elektrody byly na bicepsu (c), byly změny lépe viditelné v Tabulce 9 a ve sloupcovém grafu (Obr. 27) než u měření, kdy elektrody byly umístěné na bicepsu a předloktí (d). Stále se jedná o rozdíl v řádu několika Ohmů. Ačkoliv se u druhého měření nepovedlo z průměrných hodnot vyhodnotit změnu, lze tyto změny vidět v grafu, který je vykreslený pro všechny průběhy zvlášť (Obr. 33).

Fázový úhel

- Fázový úhel se ukázal jako citlivější na vyhodnocení změny při kontrakci. Tady změny byly dobře vidět i v tabulkách, i v grafech pro oba měření. Tentokrát měření d) pro všechny průběhy bylo identické, tzn., že při MVC vždy průběhy fázového úhlu v grafu (Obr. 35) klesaly. Ve sloupcovém grafu je zobrazeno jako nejvyšší hodnota, protože hodnoty jsou v absolutní hodnotě. Pro měření c) to vyšlo podobně. Zde ale ne všem subjektům klesal fázový úhel, opět u některých to bylo naopak patrně ze stejných důvodů jako u impedance.

6 Zhodnocení dosažených výsledků

U všech subjektů bylo možné sledovat změnu impedance a fázového úhlu při změně úhlu loketního kloubu. Hodnoty všech subjektů byly zprůměrované a podle nich potom vykresleny grafy zvlášť pro impedanci a zvlášť pro fázový úhel. Impedance při počáteční fázi (180°) měla téměř stejnou hodnotu jako ve fázi koncové (180°), lišila se pouze o pár procent z původní hodnoty. Při změně úhlů ze 180° na 90° impedance klesla o přibližně 10,5 % a při změně z 90° na 45° o přibližně 16,5 % z původní hodnoty. Platilo zde, že čím nižší hodnoty impedance byly, tím menší byl úhel loketního kloubu.

Pro fázový úhel hodnoty vycházely v záporných číslech. Tak jak při impedanci i tyto hodnoty byly zprůměrovány podle jednotlivých úseků. Pro porovnání výsledků se zprůměrované stupně převedly na absolutní hodnoty a byly vykresleny do grafu. Výsledek byl obdobný jak u impedance, počáteční hodnota byla téměř stejná s koncovou hodnotou, rozdíl byl pouze 0,1°.

Stejně jako v publikaci (23) byla zjištěna korelace mezi úhlem kloubu a impedancí s fázovým úhlem.

Při měření izometrické kontrakce, tedy v druhé části experimentu, byla opět vyhodnocená impedance a fázový úhel. Každé měření bylo rozděleno do úseků, které oddělovaly klidovou část a část, kdy svaly prováděly kontrakci. Po zprůměrování jednotlivých fází byly hodnoty vykresleny do grafů. Při kontrakci byla patrná změna impedance, která však u některých subjektů byla kladná a u některých záporná. Bohužel ne všem to vyšlo stejně, a proto jsou výsledky zkrácené. Po vykreslení grafu do jednoho, kde se ukázaly všechny průběhy, lze dobře vidět, že se křivka spolu s MVC mění. Při pozici elektrod na bicepsu vyšla impedance při MVC o 2 Ohmy nižší než při hodnotách impedance, kdy subjekt byl v klidu.

Po srovnání výsledků této práce s výsledky publikace (22) byla nalezená spojitost. Změny mezi klidovou fází a MVC vycházely v publikaci tak, že při kontrakci rezistance rostla, tedy naopak než při většině měření této práce. Každému subjektu se svaly chovaly jinak, a proto se mohly i pohnout pod elektrodami a výsledky tak zkreslit. Proto nastala i situace, která se shodovala s výsledky publikace, tedy impedance při MVC rostla, stejně jako ve výše zmíněné publikaci.

Při 50% MVC změny impedance i fázového úhlu zaznamenaly malé změny v grafech, kde byl zobrazen průběh. V tabulce i ve sloupcovém grafu tyto změny nejsou na první pohled patrné.

Fázový úhel byl oproti impedance citlivější na změnu, a tak rozdíl byl dobře viditelný. Opět hodnoty fázového úhlu byly záporné, ale pro porovnávání byly převedeny na absolutní hodnotu a zprůměrovány. Rozdíl pak mezi jednotlivými úseky byl v řádech desetinných čísel stupňů. Změny byly nejlépe vidět při MVC.

Ačkoliv byly všechny části měření prováděny stejně, tak výsledky občas nevycházely podle představ. Jeden subjekt musel být pro jedno měření vyřazený, jelikož jeho křivka byla dost nepravidelná. Každý má jiný poměr svalové hmoty, rozložení těla a taky každý má jinou morfologii svalů. Tyto odlišnosti se projeví nejvíce v měření izometrické kontrakce svalů. I přesto lze konstatovat, že impedance spolu s fázovým úhlem se mění na základě toho, jestli je sval v klidu a relaxuje anebo jestli zrovna provádí kontrakci.

Závěr

Cílem této práce bylo dokázat, že se impedance spolu s fázovým úhlem mění při pozici loketního kloubu a taky při kontrakci svalů a výsledky porovnat s dostupnými publikacemi. Pro dosažení stanoveného cíle bylo potřeba se nejdříve seznámit s teorií, která zahrnuje pochopení EIM a taky elektrické vlastnosti tkání a náhradní schéma buňky. Nedílnou součástí teorie bylo seznámení s funkcí a ovládání přístroje, který umožňoval kontinuální měření impedance. Po ověření přesnosti přístroje byl navržen měřicí řetězec.

Experiment se skládal ze dvou hlavních částí – měření úhlu loketního kloubu (při pozici elektrod na bicepsu a při pozici elektrod na bicepsu a předloktí) a měření izometrické kontrakce (pozice elektrod stejná jako při měření úhlů loketního kloubu) na 11 subjektech (5 žen a 6 mužů) ve věku od 21 do 30 let. Obě tyto části byly vyhodnoceny zvlášť, kdy se pro každou část měřila impedance a fázový úhel.

V první části, kdy byly hodnoceny úhly loketního kloubu, se impedance i fázový úhel měnily spolu se změnou úhlu kloubu. Dosažené výsledky u impedance i fázového úhlu jsou vyhodnoceny na základě průměrné hodnoty každé fáze. Ať už byly elektrody pouze na bicepsu, nebo na bicepsu i předloktí, tak při změně úhlu ze 180° na 90° klesla hodnota impedance o cca 10,5 %. Při změně z 90° na 45° klesla impedance z původní hodnoty, kdy úhel loketního kloubu byl na 180°, o cca 16,5 %. Po návratu do původní pozice, tedy 180° se impedance zvýšila oproti počáteční hodnotě o cca 1,5 %. Lze říct, že čím menší úhel loketního kloubu, tím menší hodnoty impedance byly. Pro fázový úhel platilo, že čím menší úhel kloubu, tím se absolutní hodnoty fázového úhlu zvyšovaly. Naměřené hodnoty fázového úhlu byly v záporných číslech. A lišily se cca o 1° při změně pozice. Při porovnání počáteční fáze (180°) s koncovou fází (180°) se úhel lišil pouze o 0,1°.

Druhá část experimentu se zaměřovala na změnu impedance a fázového úhlu při izometrické kontrakci svalu na bicepsu a bicepsu a předloktí. Zde výsledky nebyly tolik viditelné jak v první části. Obě měření byla rozdělena na několik úseků. Oddělovala se vždy klidová fáze od fáze, kdy subjekt prováděl kontrakci. Kontrakce byla prováděná při 50% MVC a při 100% MVC. Dosažené hodnoty byly opět zprůměrované pro každý úsek zvlášť. Rozdíl impedance během kontrakce byl v řádech Ohmů u obou měření. Fázový úhel byl o něco citlivější a zde byly vidět změny zřetelněji, avšak rozdíl hodnot mezi jednotlivými úseky byl v řádech desetinných čísel stupňů.

Důvodem malé změny u některých subjektů byla nejspíš menší svalová hmota, ale taky i různá stavba těla a morfologie svalů.

Použitá literatura

1. PENHAKER, Marek a Martin AUGUSTYNEK. *Zdravotnické elektrické přístroje 1*. 1. vyd. Ostrava: Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava, nedatováno. ISBN 978-80-248-3107-7.
2. VALA, Peter. Měření multifrekvenční elektrické impedanční tomografie. 2013.
3. ROSINA, Jozef. Biofyzika tkání a orgánů. *Materiál Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta*. 2007.
4. KŮTKOVÁ, Kristýna a OTHERS. Aplikace elektrické impedanční tomografie v medicíně. 2018.
5. GRACIA TABUENCA, Javier. Multichannel bioimpedance measurement. 2009.
6. STAHN, Alexander, Elmarie TERBLANCHE a Hanns-Christian GUNGA. Use of bioelectrical impedance: general principles and overview. In: *Handbook of anthropometry*. B.m.: Springer, 2012, s. 49–90.
7. NARANJO-HERNÁNDEZ, David, Javier REINA-TOSINA a Mart MIN. Fundamentals, recent advances, and future challenges in bioimpedance devices for healthcare applications. *Journal of Sensors*. 2019, **2019**.
8. KHALIL, Sami F, Mas S MOHKAR a Fatimah IBRAHIM. The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors*. 2014, **14**(6), 10895–10928.
9. MIKLAVČIČ, Damijan, Nataša PAVŠELJ a Francis X HART. Electric properties of tissues. *Wiley encyclopedia of biomedical engineering*. 2006.
10. KYLE, Ursula G, Ingvar BOSAEUS, Antonio D DE LORENZO, Paul DEURENBERG, Marinos ELIA, José Manuel GÓMEZ, Berit Lilienthal HEITMANN, Luisa KENT-SMITH, Jean-Claude MELCHIOR, Matthias PIRLICH, a OTHERS. Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods. *Clinical nutrition*. 2004, **23**(5), 1226–1243.
11. MANSOURI, Sofiene, T. HADIDI, Souhir CHABCHOUB a Ridha BENSALAH. Impedance cardiography: Recent applications and developments. *Biomedical Research* [online]. 2018, **29**. Dostupné z: doi:10.4066/biomedicalresearch.29-17-3479
12. MŁYŃCZAK, Marcel a Gerard CYBULSKI. Impedance pneumography: Is it possible? In: *Photonics Applications in Astronomy, Communications, Industry, and High-Energy Physics Experiments 2012*. B.m.: SPIE, 2012, s. 542–555.
13. HOLDER, David S. Electrical impedance tomography (EIT) of brain function. *Brain topography*. 1992, **5**(2), 87–93.
14. ADLER, Andy a David HOLDER. *Electrical impedance tomography: methods, history and applications*. B.m.: CRC Press, 2021.
15. DEAN, DA, T RAMANATHAN, D MACHADO a R SUNDARARAJAN. Electrical impedance spectroscopy study of biological tissues. *Journal of electrostatics*. 2008, **66**(3–4), 165–177.

16. HALTER, Ryan J, Alex HARTOV, John A HEANEY, Keith D PAULSEN a Alan R SCHNED. Electrical impedance spectroscopy of the human prostate. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2007, **54**(7), 1321–1327.
17. SOLEY, A, M LECINA, X GÁMEZ, JJ CAIRO, P RIU, X ROSELL, R BRAGOS a F GODIA. On-line monitoring of yeast cell growth by impedance spectroscopy. *Journal of biotechnology*. 2005, **118**(4), 398–405.
18. BERA, Tushar Kanti. Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: a review. *Journal of medical engineering*. 2014, **2014**.
19. RUTKOVE, Seward B. Electrical impedance myography: background, current state, and future directions. *Muscle & Nerve: Official Journal of the American Association of Electrodiagnostic Medicine*. 2009, **40**(6), 936–946.
20. SANCHEZ, Benjamin a Seward B RUTKOVE. Electrical impedance myography and its applications in neuromuscular disorders. *Neurotherapeutics*. 2017, **14**(1), 107–118.
21. SANCHEZ, Benjamin a Seward B RUTKOVE. Present uses, future applications, and technical underpinnings of electrical impedance myography. *Current Neurology and Neuroscience Reports*. 2017, **17**(11), 1–8.
22. LI, Le, Henry SHIN, Xiaoyan LI, Sheng LI a Ping ZHOU. Localized electrical impedance myography of the biceps brachii muscle during different levels of isometric contraction and fatigue. *Sensors*. 2016, **16**(4), 581.
23. COUTINHO, ABB, B JOTTA, AV PINO a MN SOUZA. Behaviour of the electrical impedance myography in isometric contraction of biceps brachii at different elbow joint angles. In: *Journal of Physics: Conference Series*. B.m.: IOP Publishing, 2012, s. 012017.
24. GÓMEZ ABAD, Daniel. *Development of a capacitive bioimpedance measurement system*. B.m., 2009. Master's Thesis. Universitat Politècnica de Catalunya.

Seznam příloh

Příloha I.

Příloha II.

Měřená data

Matlab skript