



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

**Fakulta elektrotechnická
Katedra teorie obvodů**

**Praktické využití bioimpedance pro posouzení zdravotního
stavu pacienta**

Practical use of bioimpedance to assess the patient's condition

Diplomová práce

Studijní program: (MP6) Biomedicínské inženýrství a informatika
Studijní obor: (3901T009) Biomedicínské inženýrství

Vedoucí práce: Ing. Jan Hlúbik

Vojtěch Nejedlo

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Vojtěch Nejedlo
Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)
Obor: Biomedicínské inženýrství
Název tématu: Praktické využití bioimpedance pro posouzení zdravotního stavu pacienta

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se v literatuře s problematikou hodnocení tělesného složení pomocí metody BIA.
2. Proveďte kritický rozbor problematiky a navrhňte možné metody pro vyhodnocování a klasifikaci výsledků získaných pomocí BIA.
3. Na základě bodu 2) zvolte alespoň dvě metody zpracování a vyhodnocení dat. Na datech proveďte následující systematické kroky: seřídění, popis, datamining, rozdělení dat a navrhňte další možnosti postupů zpracování a vyhodnocení získaných dat. Navrhňte a implementujte vhodné metody vizualizace pro grafické znázornění dat a zpracovaných výsledků.
4. Realizujte vyhodnocení dat získaných při experimentech. Data otestujte, kvantitativně vyhodnoťte a porovnejte s výsledky v odborné literatuře. Výsledky popište a diskutujte správnost.

Seznam odborné literatury:

- [1] Orjan G. Martinsen, Sverre Grimnes: Bioimpedance and Bioelectricity Basics. Second Edition, Academic Press, 2008.
[2] Ramesh M. Gulrajani: Bioelectricity and Biomagnetism. Wiley, New York, 1998.

Vedoucí diplomové práce: Ing. Jan Hlúbik

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

prof. Ing. Pavel Sovka, CSc.
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 10. 1. 2014

Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

.....

Podpis autora práce

Poděkování

Děkuji Ing. Janu Hlúbikovi za vedení mé diplomové práce, za ochotnou pomoc při řešení problémů, za podnětné připomínky a cenné rady a dále děkuji své rodině za podporu při studiu.

Abstrakt

Práce se zabývá diagnostickou metodou využívající bioelektrickou impedanci, metodou analýzy bioelektrické impedance, která se využívá především k měření určitých složek, ze kterých je postaveno lidské tělo, jako jsou například tukové hmoty a celotělové vody. V první části popisuje tuto metodu z teoretického hlediska, uvádí příklady způsobů měření, ale také jiného využití bioelektrické impedance. Ve druhé části jsou zpracovány dvě sady dat. Nejdříve jsou setříděny a seřazeny tak, aby s nimi bylo možné dále pohodlně pracovat. Poté je porovnáno zařazení dle BMI se zařazením dle dříve užívaných hodnot procentuálního obsahu tuku. BMI je také srovnáno s aktuálním stavem české populace. Poté jsou obě sady dat porovnány co do podobnosti a s pomocí jedné vybrané sady jsou vytvořeny empirické rovnice, které jsou dostatečně přesné pro méně náročné aplikace. Díky provedeným úkonům jsou k dispozici dvě zpracované a prozkoumané sady dat k dalšímu užití. Práce dává možnost dalšího průzkumu v oblasti tvorby empirických rovnic pro výpočet tělesného složení ze základních parametrů jednoduchým postupem z hodnot naměřených přístrojem analyzujícím bioelektrickou impedanci..

Klíčová slova – body impedance analysis; body mass index; bioelektrická impedance

Abstract

The thesis deals with the diagnostic method called bioelectrical impedance analysis, which is mainly used for measuring certain elements that human body is built of such as fat mass and total body water. The first part describes the method from a theoretical point of view, gives examples of measuring possibilities and also examples of other methods that use bioelectrical impedance. The second part deals with two datasets. Firstly, both of them are sorted and sequenced for upcoming tasks. Both datasets are then compared with the classification according to BMI and classification according to values which are the most current borders for assessing patients condition based on percentage fat content. BMI of datasets is also compared with the current state of the Czech population. After the two sets of data are compared in terms of similarities, using a selected dataset, empirical equations are developed that are sufficiently accurate for less demanding applications. Thanks to the tasks done there are two sets of data processed and examined and available for further use. The thesis gives the opportunity for further research in the area of empirical equations for calculating body composition. Equations can be made with one simple method using some of the basic parameters, which were measured with some of the body impedance analysis devices.

Keywords – body impedance analysis; body mass index; bioelectrical impedance

Obsah

Seznam obrázků	11
Seznam tabulek	12
Seznam užitých značek a zkratek	13
1 Úvod	15
2 Body impedance.....	17
2.1 Impedance.....	17
2.2 BIA – bioelectrical impedance analysis	18
2.2.1 Fyzikální popis BIA.....	24
2.2.2 Způsoby měření.....	28
2.3 Možnosti měření BIA.....	30
2.3.1 Klinické aplikace bioelektrické impedance.....	35
2.3.2 Bezpečnost BIA.....	38
3 Metodika	41
3.1 Teoretická část	41
3.2 Praktická část	41
3.2.1 Popis námi užitých přístrojů.....	42
4 Praktická část	45
4.1 Průzkumná analýza a předzpracování dat	45
4.2 Srovnání množství tuku v těle a BMI u české populace.....	50
4.3 Srovnání patientských dat ze dvou přístrojů	54
4.4 Průzkum závislosti parametrů souboru na frekvenci.....	56
4.5 Diskuze	63
5 Závěr.....	67
Bibliografie	69
Seznam příloh.....	71

Seznam obrázků

Obrázek 1 – Impedance v komplexní rovině (www.wikipedia.com).....	17
Obrázek 2 – Ilustrace složení těla (3)	20
Obrázek 3 – Možné zapojení elektrod při měření BIA (5)	24
Obrázek 4 – Cole-Cole graf vyjadřující impedanci v závislosti na rezistenci, reaktanci a frekvenci (3)	26
Obrázek 5 – Válec o ploše průřezu A a délce L, kterým protéká proud. (3).....	26
Obrázek 6 – Výše popsaný elektrický obvod nahrazující impedanční vlastnosti živé tkáně	28
Obrázek 7 – Způsoby BIA.....	29
Obrázek 8 – Princip měření segmentální BI	29
Obrázek 9 – Znázornění toku proudu při nízkých a vysokých frekvencích. (www.biometrics.ca).....	31
Obrázek 10 – Distribuce impedance v lidském těle (5).....	32
Obrázek 11 – Znázornění segmentální BIA (8)	33
Obrázek 12 – Znázornění připojení elektrod a místa měření při segmentální BIA pro různé části těla. (9).....	33
Obrázek 13 – Příklad přístroje pro segmentální BIA. (www.tanita.com).....	34
Obrázek 14 – Znázornění BIVA grafu s elipsami tolerancí referenčních hodnot. (6)	35
Obrázek 15 – Hodnoty faktoru frekvence Ff pro frekvence proudu 100 Hz až 10000 Hz..39	
Obrázek 22 – Analyzátor BI InBody 720 (www.inbody.cz).....	43
Obrázek 16 - Boxový graf naměřených impedancí analyzátoru Tanita MC 180MA	48
Obrázek 17 – Boxový graf naměřených impedancí analyzátoru InBody 720.....	48
Obrázek 18 - Boxový graf vypočítaných hodnot analyzátoru Tanita MC 180MA	49
Obrázek 19 - Boxový graf vypočítaných hodnot analyzátoru InBody 720	49
Obrázek 20 – Graf zastoupení jednotlivých metod, respektive vzorků u metody.....	52
Obrázek 21 – Graf četností ve skupinách dle BMI pro českou populaci a pro zkoumané vzorky.	54

Seznam tabulek

Tabulka 1 – Procento normálního tělesného tuku vzhledem k věku u mužů a žen. (www.who.int) (2).....	19
Tabulka 2 – Klíč pro určení zdravotního stavu dle BMI (www.who.int).....	21
Tabulka 3 – Příklady empirických rovnic vypočítaných na základě uvedené populace (3)	23
Tabulka 4 – Tabulka elektrických vlastností některých tkání pro frekvence 10 kHz a 1 MHz při teplotě 37°C (5)	25
Tabulka 5 – technické specifikace váhy Tanita MC 180MA (9)	42
Tabulka 6 – Technické specifikace váhy InBody 720.....	44
Tabulka 7 – Základní informace o jednotlivých parametrech ze souboru dat.....	45
Tabulka 8 – Korelace parametrů mezi skupinou žen a skupinou mužů	50
Tabulka 9 – Výsledek srovnání zařazení dle procentuálního obsahu tuku a dle BMI pro analyzátor Tanita	50
Tabulka 10 - Výsledek srovnání zařazení dle procentuálního obsahu tuku a dle BMI pro analyzátor InBody	51
Tabulka 11 – Tabulka zastoupení jednotlivých skupin v obou souborech.....	51
Tabulka 12 – Procentuální zastoupení skupin BMI ve vzorku (13)	53
Tabulka 13 – Výsledky srovnání naměřených dat z obou vah	55
Tabulka 14 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro procentuální FM	59
Tabulka 15 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro FFM.....	59
Tabulka 16 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro TBW	60
Tabulka 17 - Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro procentuální TBW	60
Tabulka 18 – Důležité hodnoty rovnice pro procentuální FM.	61
Tabulka 19 - Důležité hodnoty rovnice pro FFM.....	61
Tabulka 20 - Důležité hodnoty rovnice pro TBW.	62
Tabulka 21 - Důležité hodnoty rovnice pro procentuální TBW.....	62

Seznam užitých značek a zkratek

Symbol	Veličina	Jednotka	Poznámka
Z	Intenzita elektrického pole	V/m	
R (ρ)	Rezistivita	Ω	
X (X_c)	Reaktance	Ω	
j	Komplexní člen		
G	Elektrická vodivost	S	
L	Elektrická indukce	T	
C	Elektrická kapacita	F	
ω	Úhlová frekvence	Rad/s	
f	Frekvence	Hz	
φ	Fázový úhel	Rad	
U	Elektrické napětí	V	
I	Elektrický proud	A	
ε	permitivita	F/m	
A	Plocha	m ²	
V	Objem	m ³	
ε_0	Permitivita vakua	F/m	$\varepsilon_0=8,854187817$ F/m

Zkratka	Název	Zkratka	Název
BI	Bioelektrická impedance	ATM	A.tissue mass
BIA	Analýza BI	FTI	Fat tissue index
FM	Fat mass	LTI	Lean tissue index
FFM	Fat free mass	OH	Overhydrate
TBW	Total body Water	FTM	Fat tissue mass
ICW	Intracellular water	BIS	Bioimpedanční spektroskopie
ECW	Extracellular water	BIVA	BI vektorová analýza
VP	Visceral protein	R/L	Right / left
BM	Bone mineral	H/F	Hand / foot
BMI	Body mass Index	RMSE	Root mean square error
LTM	Lean tissue mass	SEE	Standard error of estimate

1 Úvod

Analýza bioelektrické impedance je velmi rychle se rozvíjející diagnostická metoda se širokou škálou užití. Její plnohodnotné zapojení do lékařské praxe se datuje zhruba do roku 1970, lze tedy říci, že metoda je již osvědčeným a užitečným zdrojem informací. Nejčastěji se využívá k určování složení lidského těla z hlediska tukové hmoty, beztukové hmoty a tělních tekutin. Největší přínos analýzy bioelektrické impedance je tedy velmi přesné určení zdravotního stavu pacienta ve věci týkající se poměru hmotnosti a obsahu tuku k tělu pacienta. Zároveň má metoda o mnoho vyšší vypovídající hodnotu, než index BMI, který se ukazuje jako nepřesný. S přihlédnutím k jednoduchosti měření a bezrizikovosti pro pacienta se metoda jeví jako ideální řešení pro určování výše zmíněných zdravotních obtíží.

Cílem práce je podat dostatečný přehled o bioelektrické impedanci, souhrn z hlediska fyzikálního i biologického. Zároveň popsat způsoby měření bioelektrické impedance, její klinické aplikace a další využití. Z klinických aplikací bude vybrána jedna, analýza bioelektrické impedance, která bude podrobně popsána především z hlediska způsobů měření, zkoumaných parametrů a přepočtu bioelektrické impedance na požadované hodnoty. Zároveň bude vysvětleno, proč vznikl požadavek na podobný způsob měření. Bezpečnost bioelektrické impedance bude taktéž rozebrána v samostatné kapitole. První část práce poslouží jako teoretický základ pro část druhou.

V druhé části práce budou analyzována data ze dvou přístrojů, analyzátoru Tanita MC 180MA a InBody 720. Data budou zpracována a připravena na další použití. Poté budou oba soubory dat zkoumány z hlediska BMI a procentuálního obsahu tuku. Tyto dvě hodnoty budou pro každého pacienta porovnány a na jejich základě mu bude přiřazena diagnóza. Budeme zjišťovat, do jaké míry si zařazení obou metod odpovídají. Stav souboru dle BMI bude porovnán s aktuálním stavem české populace.

Následně budou data z analyzátorů porovnány, abychom zjistili, do jaké míry se data liší. K porovnání bude užito statistických testů a korelace.

Dle předchozích zjištění bude navržen postup při tvorbě rovnic za pomoci regresní analýzy. Výstupem poslední části budou rovnice pro vybrané parametry vytvořené z naměřených dat, připravené pro další použití.

Na základě výsledků druhé části bude možné doporučit podobný postup s jinými sadami dat, zhodnotit případné nasazení vytvořených rovnic v praxi a navrhnout další možnosti vylepšení a další postup výzkumných prací při práci s datovými soubory týkajícími se bioelektrické impedance.

2 Body impedance

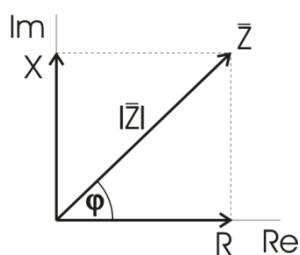
Měření impedance v lidském těle je diagnostická metoda, která je široce uplatnitelná k posouzení zdravotního stavu pacienta. Pro svou jednoduchost, bezpečnost, mnoho možností aplikací a pro dostatečnou přesnost se stala běžně užívanou metodou, která zažívá rychlý rozvoj.

Uplatňují se při ní principy měření bioelektrické impedance (v následujícím textu užíváno BI – bioelectrical impedance). Užívá se především k určení složení těla z hlediska obsahu tukové tkáně, svalů a dalších tkání, či ke zjištění tělesného tuku ať už pro celé tělo, nebo pro jeho samostatné části. V neposlední řadě lze s pomocí BIA také určit celkový objem vody v lidském těle.

Při měření body impedance jsou do lidského těla aplikovány velmi nízké střídavé proudy a je měřen napěťový úbytek při průchodu tělem.

2.1 Impedance

Při měření bioelektrické impedance se využívá fyzikální vlastnosti materiálů, veličiny impedance. Tato veličina se skládá ze dvou složek, ze složky imaginární a ze složky reálné, jako komplexní veličina se tedy vyjadřuje komplexním číslem. Reálná složka vyjadřuje zdánlivý odpor - rezistenci, imaginární složka – reaktance - poté změnu fáze a amplitudy sinusového proudu (viz Obrázek 1). Je jednou ze základních charakteristik, kterými popisujeme vlastnosti prvků pro střídavý proud, značí se Z a jednotkou je Ω [Ohm].



Obrázek 1 – Impedance v komplexní rovině (www.wikipedia.com)

Z obrázku 1 je patrné, že absolutní hodnota impedance lze vypočítat pomocí analogie Pythagorovy věty:

$$|\bar{Z}| = \sqrt{R^2 + X^2}$$

[1]

kde R je zmíněný zdánlivý odpor a X je imaginární složka, tedy reaktance.

S užitím goniometrických funkcí dle pravidel komplexní roviny lze hodnotu impedance získat z následujícího vzorce:

$$Z = R + j * X = |Z| * \cos(\varphi) + |Z| * \sin(\varphi)$$

[2]

kde φ vyjadřuje fázový posun signálu.

Při počítání impedance vodičů či elementů, kterými prochází střídavý sinusový proud, je nutné zahrnout několik podsložek, ze kterých se výsledná impedance skládá. Jsou jimi odpor samotného vodiče R , indukčnost vodiče L a kapacita vodiče, která se projevuje kapacitou C . U té se však uplatňuje vlastní vodivost G . Obecný vztah pro vodič označovaný jako Z_0 je poté vyjádřen následovně:

$$Z_0 = \sqrt{\frac{R + j * \omega * L}{G + j * \omega * C}}$$

[3]

kde ω je úhlová frekvence vyjádřitelná jako:

$$\omega = 2 * \pi * f$$

[4]

kde f je frekvence signálu.

Z rovnice [3] je patrné, že pokud bychom pracovali s jednoduchým odporem, Z_0 by byla rovná R .

2.2 BIA – bioelectrical impedance analysis

Metoda BIA využívá rozdílných vodivostí různých tkání v závislosti na jejich biologické charakteristice k odhadu zastoupení různých struktur například v lidském těle. Vodivost tkání je založena na objemu vody a elektrolytů v nich obsažených. Při BIA se do vzorku aplikuje malý střídavý proud do 800 μ A, jehož frekvence závisí na požadovaném výsledku. Tento proud poté prostupuje tkání a naměřená impedance poté reflektuje poměr vodivých a nevodivých tkání. Při znalosti dalších parametrů zkoumaného vzorku, například váhy, lze poté vypočítat hmotnostní zastoupení měřených tkání.

Pro měření BIA se využívá galvanického spojení tkáně a elektrody pro dobrý přenos bioelektrických signálů. Obecně se problémy týkající se bioelektrických signálů a jejich přenosu

dělí na dvě základní části. Na část, kde se řeší problémy přenosu od místa styku elektrody s tkání až do elementu, který signál zpracovává. Tato část se tedy týká vodičů, elektrických obvodů a prvků, které signál přenášejí a upravují. Druhá část pracuje s problémy, které vznikají při samotném měření tkáně. Uvedeno na příkladu, pro některé frekvence se může tkáň chovat jako vodič, pro jiné jako dielektrikum, elektrické vlastnosti tkáně závisí na jejím složení, obsahu elektrolytů a vody. Obecně se jedná o mnoho dalších problémů spojených s měřením bioelektrických signálů, jejich srovnatelností a vypovídající hodnotou.

Při měření ať už celotělové nebo segmentální BIA je v oblasti zájmu mnoho parametrů, které se z valné většiny vztahují ke složení tkáně nebo těla. Tyto hodnoty jsou získané z empirických rovnic, jejichž příklady jsou uvedeny níže (1) a jsou využívány především lékaři při určování diagnózy pacienta. Nejpoužívanější rozdělení je zřetelné z obrázku 2, nejjednodušší rozdělení je však rozdělení pouze na tuk a na tukuprostou hmotu.

BCM – (tělesná buněčná hmota, body cell mass) buněčná, metabolicky aktivní hmota bez extracelulární tekutiny, bohatá na proteiny.

Tuk – (fat mass, kg nebo %) představuje tukovou hmotu lipidů v těle a je jednou nejdůležitějších hodnot získaných z BIA z hlediska diagnostiky. Nezahrnuje vodu tukové tkáně. Obecně procento tuku s věkem stoupá, uváděné optimální hodnoty se v literatuře liší avšak normální, akceptovatelné hodnoty zůstávají podobné. Podrobněji je procento tělesného tuku rozepsáno v následující tabulce.

Tabulka 1 – Procento normálního tělesného tuku vzhledem k věku u mužů a žen. (www.who.int) (2)

Ženy	Podváha	Ideální váha	Nadváha	Obezita
20-40	<21%	21%-33%	33%-39%	>39%
41-60	<23%	23%-35%	35%-40%	>40%
61-79	<24%	24%-36%	36%-42%	>42%
Muži	Podváha	Ideální váha	Nadváha	Obezita
20-40	<8%	8%-19%	19%-25%	>25%
41-60	<11%	11%-22%	22%-27%	>27%
61-79	<13%	13%-25%	25%-30%	>30%

FFM – (tukuprostá hmota, fat free mass) představuje celkovou hmotnost pacienta s výjimkou tukové hmoty, v průměru u zdravých jedinců tvoří 72,9 % vody.

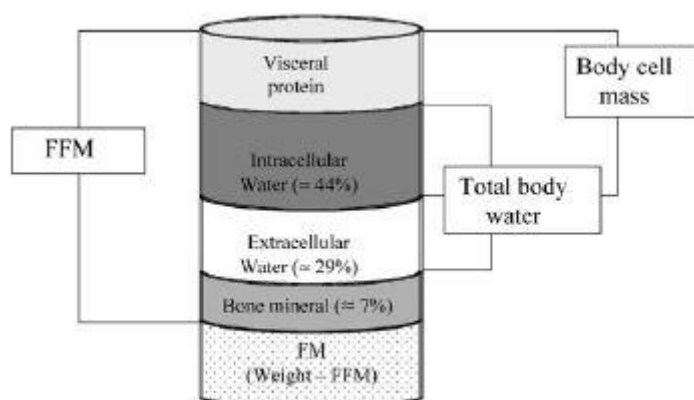
ECW – (extracelulární tekutina, extracellular water) se skládá z intersticiální tekutiny zajišťující výměnu látek mezi buňkou a zevním prostředím (obklopuje buňky, ale necirkuluje), plazmové tekutiny a transcelulární tekutiny (cerebro-spinální tekutina, trávicí šťávy, hlen, synoviální tekutina, oční komorová voda). Představuje množství vody v těle, která není uvnitř buněk. Tvoří přibližně 29 % celkové tělesné vody.

ICW – (intracelulární tekutina, intracellular water) představuje celkový objem intracelulární tekutiny. Tvoří 44 % celkové tělesné vody, z toho 30 až 35 % je v měkkých tkáních, nejvíce ve svalech. Zbývajících 8 až 10 % je v pojivu, v chrupkách a v kostech.

TBW – (celková tělesná voda, total body water). Množství TBW závisí na pohlaví, věku a tělesné konstituci. S věkem ubývá. U zdravého dospělého muže představuje přibližně 60 % tělesné hmotnosti, u žen přibližně 55 % a u obézních jedinců kolem 50 %. 1/3 tvoří voda extracelulární (ECW) a 2/3 tekutina intracelulární (ICW). Velmi silně souvisí s FFM (tukoprotá hmota), která obsahuje u zdravých jedinců v průměru 72,9 % vody. Mezi TBW a ECW existuje silná korelace a poměr ECW/TBW je poměrně stálý u zdravých jedinců.

VP – (útrobní bílkovina, visceral protein). Nejčastěji stavební materiál samotných buněk.

BM – (kostní minerál, bone mineral). Masa minerální hmoty v kostech, největší část tvoří fosfor a vápník.



Obrázek 2 – Ilustrace složení těla. FFM – beztuková hmota, FM – tuk, Total body water – tělová voda, body cell mass – tělesná buněčná hmota, Visceral protein – útrobní bílkovina, Intracellular water – nitrobuněčná tekutina, Extracellular Water – mimobuněčná tekutina, Bone mineral – kostní minerály (3)

Fázový úhel – (phase angle) BIA měří komponenty impedance - rezistenci a reaktanci - zaznamenáváním poklesu napětí při užitém proudu. Kapacitance buněčných membrán způsobí, že proud se opoždí za napětím, což vytvoří fázový posun. Tento posun je geometricky kvantifikován jako úhlová přeměna poměru reaktance k rezistenci nebo též jako fázový úhel.

Fázový úhel odráží relativní příspěvky tekutiny (rezistence) a buněčných membrán (kapacitance) lidského těla. Dle definice fázový úhel pozitivně souvisí s kapacitancí a negativně s rezistencí. Nižší hodnoty naznačují buněčnou smrt nebo snížení buněčné integrity, zatímco vyšší hodnoty představují velké množství neporušených membrán.

Fázový úhel je přímý poměr mezi rezistencí a reaktancí a vypočítá se pomocí [5]. Výhodou fázového úhlu je, že nezávisí na regresivních rovnicích a lze jej měřit i u pacientů s pozměněnou distribucí tekutin a i u těch, u nichž nelze zjistit tělesnou hmotnost.

$$\tan^{-1} \varphi = \frac{X_c}{R}$$

[5]

ATM – (tuková tkáňová hmota) je hmota tukové tkáně. ATM obsahuje pouze 20 % vody, jejímiž podsložkami jsou intracelulární voda a extracelulární voda, vyjadřující relativní podíl k celotělové ICW a ECW. U ATM převažuje ECW.

BMI – (body mass index) je tělesná hmotnost na druhou mocninu tělesné výšky (jednotka kg/m^2 , avšak běžně se neuvádí). Užívá se jako jednoduchý ukazatel zdravotního stavu dle hmotnosti. Jako příliš banální ukazatel ztrácí v posledních letech po rychlém rozvoji na důležitosti, do popředí se dostávají přesnější testy, které pracují s více faktory. Nejčastěji zmiňovaný problém BMI je právě jeho jednoduchost. Parametr nerespektuje variabilitu stavby lidského těla a může udávat falešné výsledky – například lidé s velkým množstvím svalové hmoty více váží. To se projeví zvýšeným BMI, v krajním případě může dojít například k falešnému určení obezity. (4) Z hlediska variability populace se tedy BMI více hodí pro plošné určování stavu populace, ne pro objektivní určení stavu jedince jako absolutní ukazatel. Stav se určuje přibližně dle následujícího klíče, hodnoty a počet kategorií se však v literatuře liší.

Tabulka 2 – Klíč pro určení zdravotního stavu dle BMI (www.who.int)

Kategorie	podkategorie	Rozsah BMI (m/kg^2)
Podváha	Těžká podvýživa	$\leq 16,5$
	Podváha	16,5 – 18,5
Ideální váha	Normální váha	18,5 – 24,9
Nadváha	Nadváha	25 – 29,9
Obezita	Mírná obezita	30 – 34,9
	Střední obezita	35 – 39,9
	Morbidní obezita	> 40

FTI – (index tukové tkáně, fat tissue index) je definován jako podíl ATM/výška² (kg/m^2). Spolu s LTI umožňuje posouzení nutričního stavu.

LTI – (index tukoprosté hmoty, lean tissue index) je vypočtena jako kvocient LTM/výška² (kg/m^2). LTI dává informaci o nutričním stavu.

LTM – (tukoprostá tkáňová hmota, lean tissue mass) je tvořena ze 70 % vodou a zbytek tvoří minerály a proteiny. Vodní složka se dále dělí na extracelulární vodu a intracelulární vodu, vyjadřující relativní podíl k celotělové ICW a ECW. Dominantní podíl LTM je intracelulární voda. Z toho plyne, že celotělová ICW souvisí s LTM. Na rozdíl od FFM nezahrnuje přebytečnou tekutinu.

FTM – (tuková tkáňová hmota, fat tissue mass). Lze ji vypočítat jako rozdíl tělesné hmotnosti a FFM.

OH – (převodnění, overhydrate) přebytečná tekutina v těle, nejčastěji extracelulární.

Empirické rovnice, které přepočítávají hodnotu bioelektrické impedance na jednotlivé výše zmíněné složky, se liší u každého výrobce přístrojů, které BI měří, případně u každého výzkumného týmu, který se na jejich tvorbě podílí.

Ačkoliv toto odvětví podléhá intenzivnímu průzkumu, aproximaci hodnot pomocí empirických rovnic nelze dokonale odladit tak, aby udávaly správné hodnoty pro celou populaci. K chybě vytvořené například rozdílnou hydratací se přidává ještě chyba vzniklá aproximací. Je tedy nutné aproximace omezovat jen pro určitý vzorek populace tak, aby byly co nejpřesnější. Z tohoto důvodu vzniká mnoho různých empirických rovnic, z nichž se každá hodí pro jiný typ pacienta ať už z hlediska věku, etnické příslušnosti nebo pro jiné onemocnění.

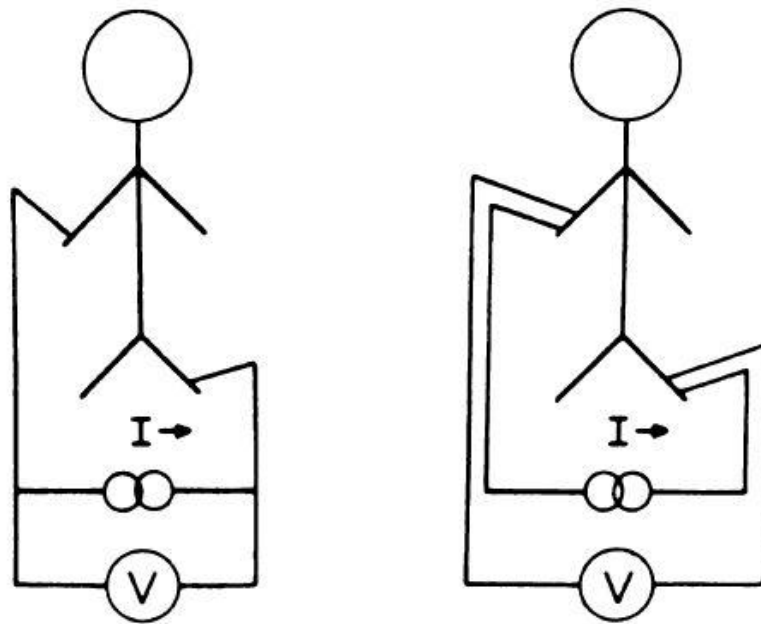
V následující tabulce jsou uvedeny příklady rovnic pro přepočet na různé složky. Rovnice byly vybrány na základě nejnižší směrodatné odchylky ze souhrnu rovnic uvedených ve studii (3).

Tabulka 3 – Příklady empirických rovnic vypočítaných na základě uvedené populace. Z uvedených příkladu je zřetelné, že konkrétní rovnice jsou uzpůsobeny menším částem populace, ať už samostatně mužům a ženám, nebo většinou ohraničené části populace. Často jsou také rovnice uzpůsobovány pro různá etnika. Uvedené rovnice platí pro zdravou část populace. FFM – fat free mass, BF – body fat, TBW – total body water, ECW – extracelulární tekutina, ICW – intracelulární tekutina, BCM – buněčná masa, DXA – double x-ray analysis, UWW – underwater weighing, Deuterium – analýza deuteria, KBr – Analýza pomocí KBr, TBK – celkový tělesný hořčík; sex – muž (men) 1, žena (women) 0; Xc – reaktance; weight – váha; height – výška; age – věk; upperlimb – horní končetina, lowerlimb – dolní k.; trunk – hrudník; Ht – výška; R₅₀ – rezistence při frekvenci 50 kHz; Z₁₀₀ – impedance při frekvenci 100 kHz; R_{icw} – rezistence nitrobuňčné tekutiny. (3)

Parametr	Populace	Počet	Kritérium	Rovnice	RMSE	SEE	Měřicí přístroj	Zdroj
FFM	Zdravá, 18 – 94 let	343	DXA	$-4.104 + 0.518 * Ht^2/R_{50} + 0.231 \text{ weight} + 0.130 * Xc + 4.229 \text{ sex}$	0,97	1,8	Xitron	Kyle et al.
BF (kg)	Zdravá, 21 – 64 let, segmentálně	104	UWW	Women * $-5.9150 + 0.7395 \text{ weight} - 0.3327 \text{ height} + 0.0846 \text{ age} + 0.048 \text{ upperlimb} * R_{50} + 0.2705 \text{ trunk} * R_{50} + 0.0384 \text{ lowerlimb} * R_{50} - 0.1219 \text{ lowerlimb} * Xc$	0,93	1,9	NA	Organ et al.
				Men * $-4.2422 + 0.7368 \text{ weight} - 0.0482 \text{ height} + 0.1170 \text{ age} + 0.0393 \text{ upperlimb} * R_{50} + 0.5110 \text{ trunk} * R_{50} + 0.0654 \text{ lowerlimb} * R_{50} - 0.2560 \text{ lowerlimb} * Xc$	0,93	2,8	NA	
TBW	Zdravá	139	Deuterium	$6.69 + 0.34573 * Ht^2/Z_{100} + 0.17065 \text{ weight} - 0.11 \text{ age} + 2.66 \text{ sex}$	0,95	1,73	Human-IM scanner	Deurenberg et al.
ECW	Zdravá	139	KBr	$6.69 + 0.34573 * Ht^2/Z_{100} + 0.17065 \text{ weight} - 0.11 \text{ age} + 2.66 \text{ sex}$	0,87	0,98	Human-IM scanner	Deurenberg et al.
ICW	Zdravá, muži, 23-53 let	57	TBK	$12.2 + 0.37065 * Ht^2/R_{icw} - 0.132 \text{ age} + 0.105 \text{ weight}$	0,69	1,9	Xitron	De Lorenzo et al.
BCM	Staří, 60 – 90 let	160	TBK	$1.898 Ht^2/Xc_{p50} - 0.051 \text{ weight} + 4.180 \text{ sex} + 15.496$	0,84	1,71	BIA-2000-M	Dittmar and Reber, SFBIA

2.2.1 Fyzikální popis BIA

Při měření BI je do těla dvěma elektrodami vpouštěn malý střídavý proud. Jedna slouží jako vstupní a druhá jako sběrná, výstupní. Z obrázku 3 je zřetelné, že zdroj proudu vpouští do těla proud o amplitudě a voltmetr měří odpovídající napěťový pokles v těle. Běžně se užívá proud ve výši až 800 μA a o frekvencích v řádech kilo až megahertzů. Takový proud je pro člověka bezpečný a je dostatečně nízký, aby nenarušoval činnost elektrických stimulátorů srdce, tudíž BIA je vhodná i pro pacienty s implantovanými kardiostimulátory či jinými zařízeními.



Obrázek 3 – Možné zapojení elektrod při měření BIA (5)

Impedanci poté získáme ze vzorce:

$$Z = \frac{U}{I} * \exp(i\omega * \varphi)$$

[6]

kde φ je fázový úhel, I proud a U napětí. Je zřetelné, že jde o Ohmův zákon parametrizovaný fázovým úhlem.

Impedance, stejně jako váha nebo velikost, závisí na velikosti lidského těla, je tedy vlastností extenzivní. Naproti tomu například teplota, která nezávisí na velikosti těla a je v rámci možností konstantní s proměnou extenzivních vlastností, je vlastností intenzivní. Tělo má také elektrické intenzivní vlastnosti. Jsou jimi konduktivita – elektrická vodivost, a permitivita. V diskuzi o BIA je nicméně místo konduktivity více užívána její převrácená hodnota – rezistivita. (6)

Pro zjednodušení lze říci, že impedance objektu, v našem případě lidského těla, závisí na několika faktorech rozdělených do dvou skupin. V první skupině jsou tvar objektu a jeho velikost – tyto dvě vlastnosti společně určují objem. V druhé skupině jsou intenzivní fyzikální vlastnosti, permitivita a rezistivita.

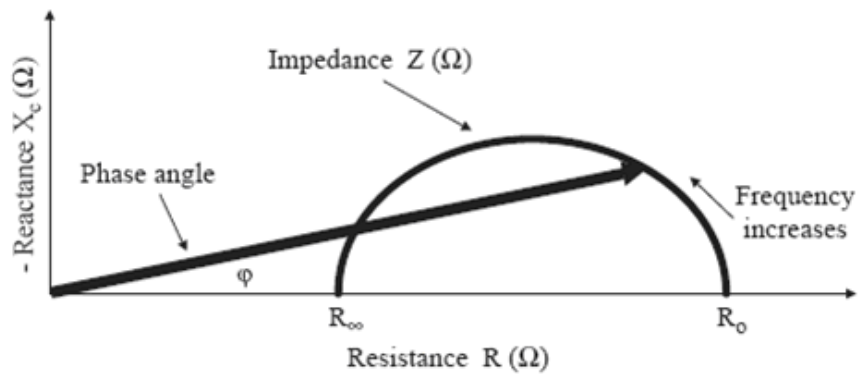
Jako vhodný případ pro ilustraci obou skupin lze uvést kondenzátor, jehož impedance bude záviset jistě na tvaru jeho elektrod, na jejich vzdálenosti – velikosti objektu, ale také na materiálu dielektrika kondenzátoru, tedy jeho elektrických vlastnostech. (5)

Elektrické vlastnosti se mění s frekvencí proudu užitého pro měření, čehož je využito při multifrekvenční analýze bioelektrické impedance. Hodnoty elektrických vlastností tkáně pro dvě frekvence, které zhruba určují nejvyšší využívaný rozsah multifrekvenční analýzy, jsou uvedeny v tabulce Tabulka 4.

Tabulka 4 – Tabulka elektrických vlastností některých tkání pro frekvence 10 kHz a 1 MHz při teplotě 37°C. Je zřetelné, že v porovnání s resistivitou je reaktance řádově nižší a že kost a tuk mají zřetelně vyšší rezistivitu, nežli krev a svaly. (5)

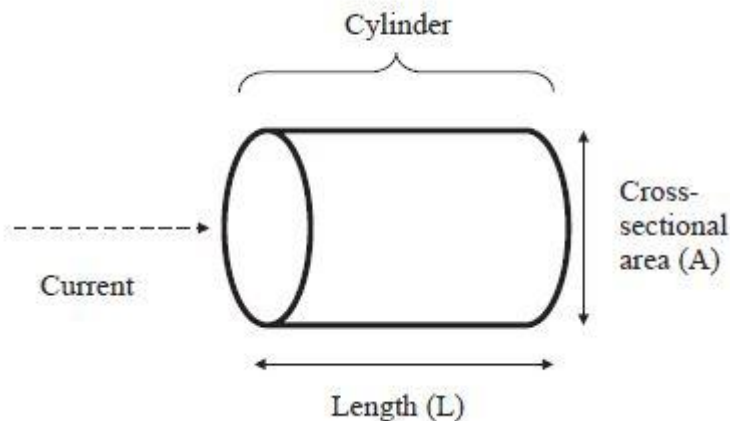
Tkáň	10 kHz			1 MHz		
	Permitivita ϵ	Rezistivita ρ ($\Omega \cdot m$)	Reaktance $2 \cdot \pi \cdot f \cdot \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot \rho^2$ ($\Omega \cdot m$)	Permitivita ϵ	Rezistivita ρ ($\Omega \cdot m$)	Reaktance $2 \cdot \pi \cdot f \cdot \epsilon \cdot \epsilon_0 \cdot \rho^2$ ($\Omega \cdot m$)
Kost	640	100	0,05	87	50	0,1
Tuk	30000	15-50	0,03-0,4	NA	15-50	0,1-1
Krev	2800	1,5	$3 \cdot 10^{-5}$	2000	1,5	0,002
Sval souběžně s vlákny	70000	10	0,05	1900-2500	1,3-1,7	0,003
Sval paralelně s vlákny	80000	2	0,001	1900-2500	0,6-0,8	0,003

Zobecněně lze říci, že se tedy uplatňují dva principy. První princip je založen na tom, že existuje vztah mezi objemem měřeného objektu a mezi jeho odporem (respektive vodivostí). Tento vztah je vyjádřen v rovnici [7]. Druhým je zmíněná závislost impedance na frekvenci. Vyjadřuje se pomocí Cole-Cole diagramu, který dle obrázku 5 vyjadřuje vztah mezi rezistencí, reaktancí, fázovým úhlem a frekvencí. Z obrázku je zřetelné, že impedance se s rostoucí frekvencí snižuje. Reaktance se při vysokých frekvencích téměř vytrácí. V lidském těle je toto snížení způsobeno ztrátou kapacitních vlastností membrán při vysokých frekvencích.



Obrázek 4 – Cole-Cole graf vyjadřující impedanci v závislosti na rezistenci, reaktanci a frekvenci (3)

V praxi se při měření BIA lidské tělo uvažuje jako jednoduchý válec či jako soustava několika válců (viz Obrázek 5), obvykle pěti, z nichž každý reprezentuje určitý segment těla, například hlavu, trup, pas a horní a dolní končetiny.



Obrázek 5 – Válec o ploše průřezu A a délce L , kterým protéká proud. Stejný model je uvažován při přepočtech bioelektrické impedance lidského těla (3)

Na válec obecně se poté uplatňují následující vzorce:

$$R = \rho * \frac{L}{A} = \rho * \frac{L^2}{V}$$

[7]

kde dle obrázku 5 je L délka válce a A je plocha jeho průřezu. Rezistivita ρ materiálu je jeho intenzivní vlastností a objem válce je $V = A * L$. Tato rovnice se však vztahuje

pouze na objekty pravidelné, válcovité s rovnoměrným odporem po celé délce. Z rovnice [7] poté vyplívá:

$$V = \rho * \frac{L^2}{R}$$

[8]

Rovnice [8] je základní premisou a podstatou celého měření BIA. Řečeno slovy, objem měřené tkáně přímo závisí na kvadrátu její délky děleného jejím odporem, respektive impedancí. Objem měřené tkáně je tedy závislý nejen na jejích rozměrech a tvaru, ale i na jiné měřitelné proměnné veličině, která se také uplatňuje při výpočtu konečného objemu. Tudiž při aplikaci různých frekvencí proudu, které ovlivňují průchod proudu různými tkáněmi, můžeme měřit objemy různých tkání na základě jejich impedance.

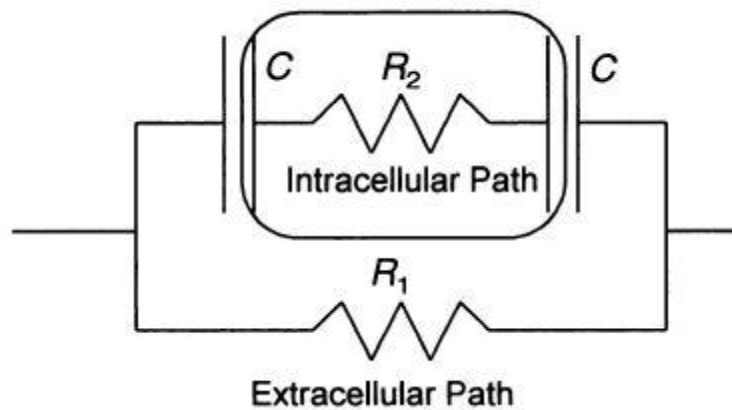
Zmíněné výpočty však musí být determinovány empiricky, jelikož nelze analyticky dojít k obecnému vzorci, který by dával relevantní výsledky. V tomto bodě však vzniká nepřesnost daná převedením lidského těla na jednoduchý válec a výpočtem pro tento válec. Další nepřesnost je přidána využitím populačních dat při výpočtech koeficientů pro vzorce. Znovu platí, že při správném určení parametrů empirických rovnic se nepřesnost snižuje.

Elektrický proud, který vstupuje při BIA do těla, má různé možnosti prostupu tělem. Fyzikální principy těchto možností poté reprezentují základní složky, z kterých se skládá impedance. Rezistenci v tomto případě reprezentuje prostup proudu kapalinou, při kterém se uplatňují různé vlivy, například viskozita kapaliny. Reaktance je poté vytvořena kapacitou buněčných membrán. Zde také vzniká fázový posun. Ze zmíněného vyplývá, že impedance lidského těla může být modelována pomocí odporových a kapacitních elementů v sérioparalelním zapojení. (5)

Pro model impedance se využívá jak sériového zapojení rezistorů a kapacity, tak jejich paralelního zapojení. Z obou lze získat stejnou hodnotu impedance, ale hodnoty jednotlivých komponent se budou lišit. Pro zvýšení přesnosti modelu se využívá sérioparalelního zapojení.

Sériové zapojení kapacitor-rezistor-kapacitor nahrazuje vedení proudu buňkou, kapacitory modelují kapacitu na vstupu a výstupu z buňky skrz membránu a určují reaktanci obvodu, rezistor nahrazuje odpor intracelulární tekutiny.

Aby byl modelován také odpor extracelulární tekutiny, paralelně ke zmíněné sériové kombinaci se připojuje druhý rezistor.

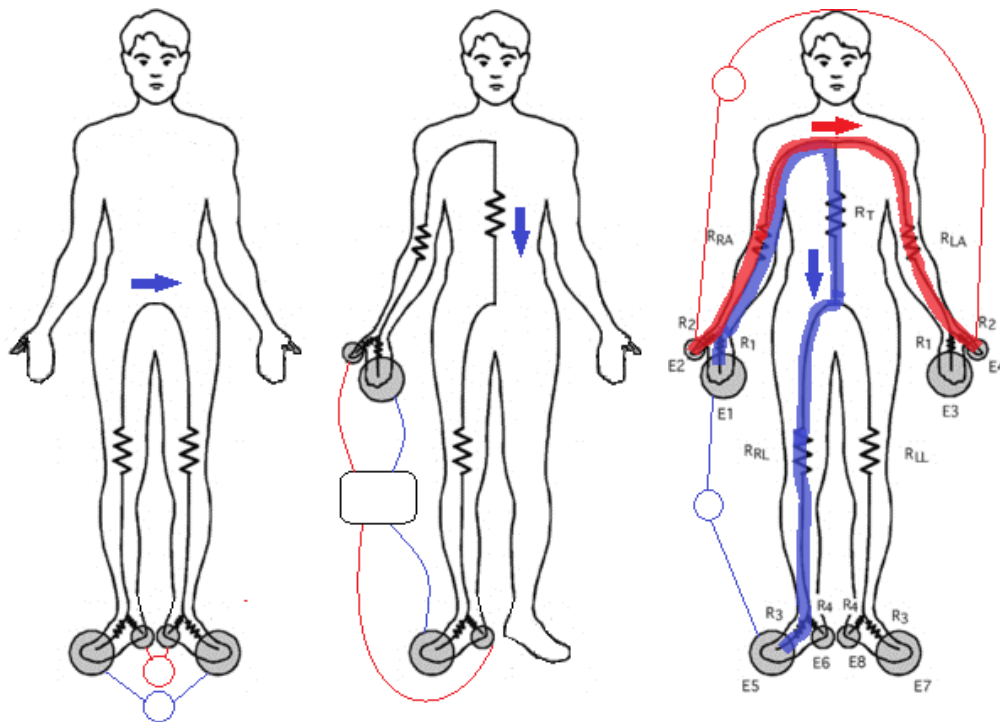


Obrázek 6 – Výše popsaný elektrický obvod nahrazující impedanční vlastnosti živé tkáně – buňky v mimobuněčné tekutině. R₁ je odpor extracelulární tekutiny, R₂ odpor intracelulární tekutiny, C je kapacita membrány. Dle zmíněné frekvenční závislosti prostupu proudu platí, že při nízkých frekvencích je $R=R_1$, při vysokých frekvencích $R=(R_1 \cdot R_2)/(R_1+R_2)$ (5)

2.2.2 Způsoby měření

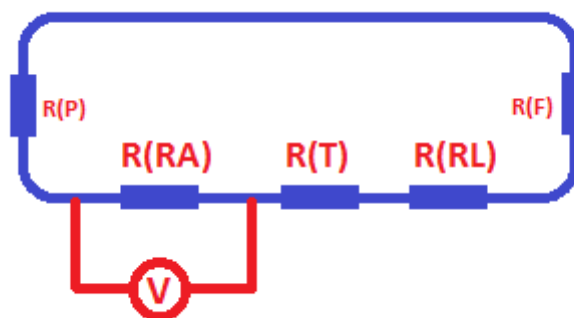
Při analýze biologické impedance se využívá více přístupů a technik, jakými analýzu provádět. Kromě různého počtu elektrod se nejvíce uplatňuje analýza pomocí více frekvencí.

Existují dva základní způsoby měření bioelektrické impedance celého lidského těla. Prvním z nich je měření pomocí nejčastěji čtyř elektrod, v párech umístěných na zápěstí a na chodidle pravé nohy. Tento způsob je nejčastěji prováděn při poloze pacienta vleže. Druhý způsob využívá také nejčastěji čtyř elektrod, které jsou umístěny u sebe a na kterých pacient stojí, každou nohou na jednom páru. Druhý způsob je snadněji proveditelný při správné kalibraci se srovnatelnou přesností a často i levnější, proto je více využíván. Některé studie však namítají, že proud se v tomto případě šíří pouze z jedné končetiny do druhé, tudíž se při měření uplatňuje pouze dolní část trupu. Z toho důvodu, jak již bylo zmíněno, je nutné tento typ přístrojů řádně kalibrovat. (6)



Obrázek 7 – Způsoby BIA, zleva: měření pomocí čtyř elektrod pod chodidly; měření pomocí dvou párů elektrod na ruce a noze; měření pomocí čtyř elektrod pod chodidly a čtyř elektrod na rukou. Poslední zmíněné zapojení se užívá k segmentální BIA. Modrá značí cesty a směr proudu aplikovaného do těla, červená místa měření

Další možností je segmentální BIA za použití nejčastěji osmi elektrod, které jsou schopné proměřit různé kompartmenty těla (viz Obrázek 11 a Obrázek 12) a jednoduše vypočítat BI jednotlivých končetin nebo trupu. Podrobněji je tato metoda rozepsána v kapitole 2.3.



Obrázek 8 – Princip měření segmentální BI, znázornění zapojení dle obrázku Obrázek 7 vpravo. R(P) – odpor dlaně, R(RA) – odpor pravé ruky, R(T) – odpor hrudníku, R(RL) – odpor pravé nohy, R(F) – odpor chodidla, V – voltmetr

Pro měření bioimpedance se nejčastěji využívá čtyř elektrod, známy jsou však i dvou a tříelektrodové systémy. Více elektrod poskytuje výhodu sníženého odporu na rozhraní kůže – elektroda. V systému se čtyřmi elektrodami dvěma elektrodami vstupuje malý střídavý proud a dvěma elektrodami se snímá úbytek napětí v tkáních.

Vzhledem k dualitě tkání z hlediska vodivosti je nutné volit správnou frekvenci, která efektivně změří námi požadované vlastnosti tkáně. Jak již bylo zmíněno, tkáň se na základě svého složení při určité frekvenci může chovat jako izolant, při změně frekvence se však změní její elektrické vlastnosti, kapacitní složka se sníží a tkáň začne vést. V reálném biologickém systému pak platí, že při měření za použití nižších frekvencí se na celkovém odporu vzorku uplatňuje pouze extracelulární tekutina, jelikož při takových frekvencích buněčná membrána mění polaritu velmi pomalu a chová se jako izolátor. Při vysokých frekvencích, v ideálním případě jdoucích k nekonečnu, se polarita buněčné membrány mění velmi rychle a buňkou prochází proud. Díky tomu se na celkovém odporu těla uplatňuje jak odpor extracelulární, tak odpor intracelulární tekutiny (viz Obrázek 9).

2.3 Možnosti měření BIA

Vzhledem k různým složením tkání z hlediska obsahu extracelulární a intracelulární tekutiny a dalších látek uplatňujících se na celkovém odporu těla je nutné pečlivě volit způsob měření, aby bylo dosaženo kýženého výsledku. Zároveň je nutné správně aplikovat matematický aparát, pokud je to nutné – správně aplikovat regresní rovnice, různé typy modelování a uplatňovat je na specifické skupiny populace, ať už dle věku, nebo dle poruchy a podobně.

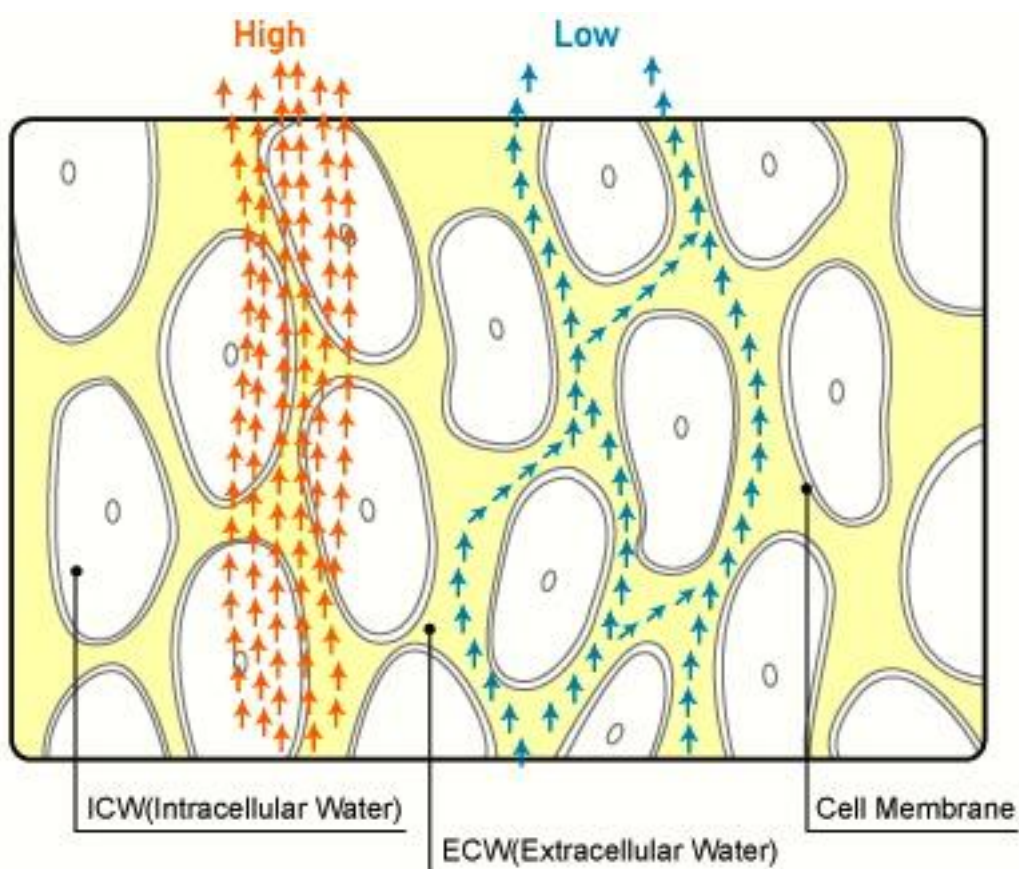
V následujícím textu budou popsány metody užití BIA, které jsou nejužívanější, případně pro budoucí užití nejnadějnější (3) (7).

Single frequency BIA (dále SFBIA) – Při měření pomocí jedné frekvence dostáváme váženou sumu odporů extracelulární (dále ECW – extracellular water) a intracelulární (dále ICW – intracellular water) tekutiny. Většinou užívá frekvence 50 Hz. Vzhledem k jedné frekvenci měření ale není možné rozlišit mezi odpory ECW a ICW.

Pomocí různých teorií a empirických vztahů je poté možné odhadnout celkový obsah vody (dále TBW – total body water) či hmotnost tkání bez tuku (dále FFM – fat free mass). Zmíněné empirické vztahy jsou však založeny na hodnotách získaných z proměrování populace se zdravou homeostázou, tudíž není vhodné je uplatňovat na subjekty, které mají výrazné odchylky v hydrataci či ve stavbě těla. Lineárně regresní model lze však bez potíží užít na zdravé jedince.

Multi frequency BIA (dále MF BIA) – Měří impedanci při různých frekvencích, které se pohybují od 0 až do 1Mhz, nejčastěji však od 5 kHz do 300 kHz vzhledem k nižší vypovídající hodnotě nízkých a vysokých frekvencí, pod 5 kHz již měřené údaje ztrácejí relevanci kvůli vysokým nepřesnostem při měření, nad 300 kHz se již vlastnosti měřeného objektu v závislosti na frekvenci mění pouze velmi málo. Běžně se měří na 4 až 5 frekvencích, což je dostatečné pro aproximaci celého Cole-cole diagramu. Multifrekvenční analýza vykazuje sníženou přesnost při určování TBW, vzhledem k užití empirických hodnot při lineární regresi a také vzhledem k úvaze lidského těla jako válce nebo soustavy válců.

Na základě multifrekvenční BIA lze však odhadnout objem ICW a ECW. Při měření impedance vzorku pomocí nízkých frekvencí získáme impedanci ECW, při měření vysokými frekvencemi získáme impedanci TBW. Z těchto dvou impedancí lze poté jednoduše dle vztahu $TBW = ICW + ECW$ vypočítat zastoupení jednotlivých kompartmentů TBW. Obecně lze říci, že ECW se měří na frekvencích $\leq 50\text{kHz}$ a TBW na frekvencích $\geq 100\text{kHz}$.



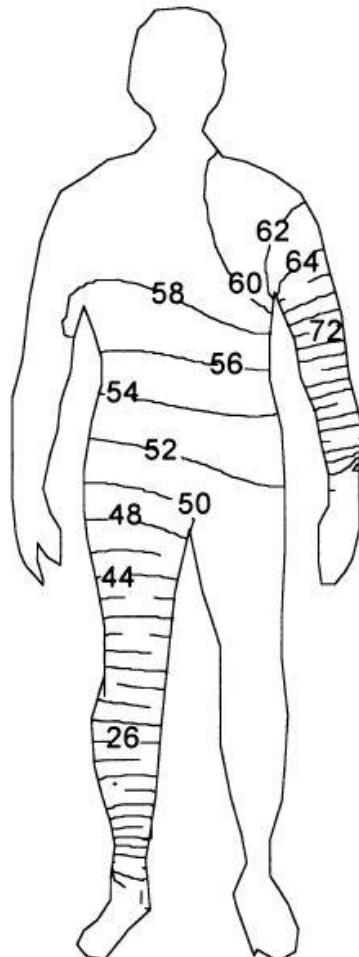
Obrázek 9 – Znázornění toku proudu při nízkých a vysokých frekvencích (www.bio-metrics.ca)

MF BIA se využívá především k diagnostice a predikci vývoje poruch hydratace, například otoků. Přesnost v takových příkladech je vyšší, než přesnost SF BIA. Pro výpočet FFM a tuku využívá stejnou metodu, jako SF BIA – základní složení těla je vždy měřeno pomocí frekvence 50kHz.

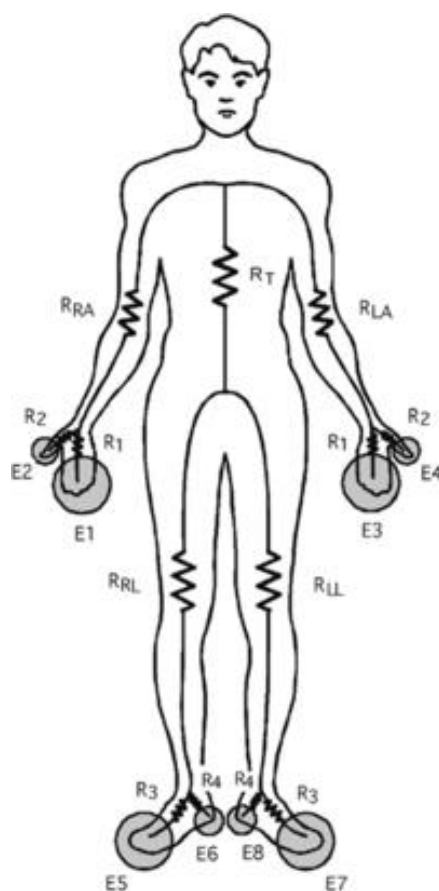
V případě akutních stavů dehydratace či převodnění s rychlým průběhem se ale reálná MFBIA ukazuje jako problémová pro vyhodnocení.

Segmentální BIA – Speciální případ MFBIA, který je schopný měřit složení tkáně pouze v určitém jejím segmentu. Uplatňuje se především při diagnostice lidského těla a při zkoumání jeho složení. Obvyklý počet elektrod je v tomto případě navýšen ze 4 až na 16.

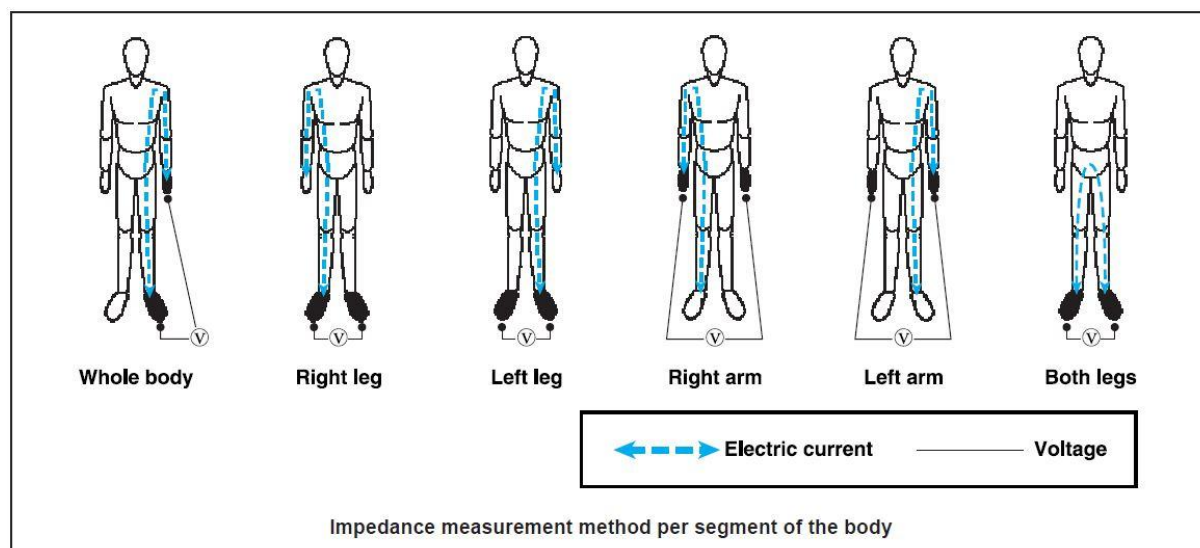
Objem hrudníku se na celkové impedanci podílí pouze cca 10%, ačkoliv hmotnostně v poměru ke zbytku tělu tvoří 50% (viz Obrázek 10). Po zjištění, že končetiny se na celkové impedanci podílejí mnohem více, než se předpokládalo, bylo nutné vztáhnout výsledky měření více k jednotlivým segmentům těla, tedy ke končetinám. Nejčastěji je užíván systém s osmi elektrodami, kdy jsou dvě elektrody na obou rukách a dvě elektrody na obou nohách. Z proměření jednotlivých svodů mezi elektrodami lze vypočítat impedanci jednotlivých segmentů.



Obrázek 10 – Distribuce impedance v lidském těle, každá kontura představuje dvě procenta celkové tělové impedance (5)



Obrázek 11 – Znáznornění segmentální BIA, elektrody jsou označeny jako E, odpory jednotlivých částí těla jako R s indexem části těla (8)



Obrázek 12 – Znáznornění připojení elektrod a místa měření při segmentální BIA pro různé části těla. Modře je znázorněn tok proudu, černými rovnými čarami odečet napětí (9)



Obrázek 13 – Příklad přístroje pro segmentální BIA. Jsou zřetelné čtyři elektrody pod chodidla, další dva páry elektrod jsou na vyndavacích madlech pro ruce. Zobrazena je bioimpedanční váha Tanita MC 180MA (www.tanita.com)

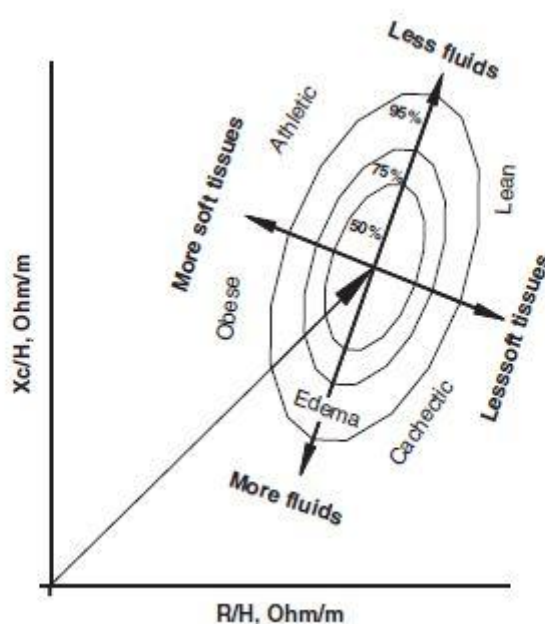
Bioimpedanční spektroskopie (BIS) – Využívá frekvence od 5 kHz do 1 MHz, měří až na sedmi frekvencích a proto lze říci, že jde o další speciální případ MFBIA, avšak oproti ní nevyužívá empirické rovnice a lineární regresi, nýbrž poměrové rovnice a metody matematického modelování, na jejichž základě jsou poté počítány predikční rovnice a jejich konstanty, které se vztahují ke stavu měřené tkáně. Při měření získáme resistenci, reaktanci a fázi.

Metoda je objektivnější, než předchozí metody, jelikož nevyužívá regresního modelu a empirických vztahů získaných z populace, nýbrž pracuje pouze s daty získanými z tkáně a s referenčními hodnotami složení těla. Právě využití těchto referenčních hodnot vnáší do měření nepřesnost, která se projevuje především u chorobných stavů, kde je nutné vnímat výsledky se zvýšenou opatrností. Dalším zdrojem nepřesností je poté samotný hardware, na který jsou kladeny vysoké nároky. Pokud možno co nejpřesněji je nutné změřit fázi na celé měřené škále kmitočtů. O kvalitě výstupu poté rozhoduje také rozsah přístroje, kde platí: čím vyšší směrem nahoru, tím lepší.

Bioimpedanční vektorová analýza (BIVA) – Hlavní výhody měření bioimpedance se ukázaly s příchodem metody BIVA, kdy měření či následná práce s výsledky měření není přímo závislá na populačních koeficientech, či jakýkoliv referenčních hodnotách, ale pouze na chybě vzniklé měřením a na odlišnostech jednotlivých měřených subjektů.

V této podobě rezistence R a reaktance X_c na obrázku 14 jsou včleněny bodově do schématu R - X_c plochy. Samotný vektor impedance poté porovnáváme s elipsami, které slouží jako referenční hodnoty různých stavů. Elipsy jsou určeny empiricky z populačních dat, mohou se lišit dle pohlaví, rasy či věku. Jejich hodnota je 50%, 75% a 95%. Tvar a umístění elips se mění s věkem a tělesnými rozměry. Například horní a spodní hranice pro 75% jsou bioelektrickými hranicemi pro dehydrataci, resp. převodnění. Tyto elipsy tudíž představují hranice normálního stavu

Naměřené individuální hodnoty a tedy eventuální typické poruchy tělesného složení se promítají do typických pozic v rovině dané elipsy. Nebyl prokázán žádný významný přínos měření na více než jedné frekvenci. BIVA analýza tak zůstává otevřena i pro technicky nejjednodušší přístroje měřící pouze na frekvenci 50 kHz. (1)



Obrázek 14 – Znárodnění BIVA grafu s elipsami tolerancí referenčních hodnot. Pohyb vektoru ve Wesselově rovině je interpretováno a hodnoceno pomocí směru (6)

2.3.1 Klinické aplikace bioelektrické impedance

Kromě BIA existuje ještě mnoho dalších využití bioelektrické impedance v medicíně, ať už ke zjištění objemu u pletysmografie, či zjištění nejrůznějších obtíží, tedy jako diagnostická metoda. V následujícím textu jsou uvedeny pouze příklady využití a předměty dalšího výzkumu bioimpedance. (6)

Impedanční pletysmografie – Zaznamenává změny bioelektrické impedance v měřené oblasti mezi elektrodami. Dle jejich umístění rozeznáváme příčnou a podélnou pletysmografii. Je velmi přesná při dlouhodobém monitorování, při monitorování při fyzické zátěži se přesnost snižuje.

Metodou využívající impedanční pletysmografii je také impedanční rheoencefalografie, která zaznamenává změny impedance v mozku z elektrod na skalpu či na krku. Ze zjištěných hodnot lze dopočítat průtok krve mozkom. Vždy je využíváno faktu, že krev a v případě rheoencefalografie i mozkomíšni mok jsou lepšími vodiči než ostatní také dobře vodivé tkáně.

Přesnost zmíněných metod je srovnatelná s přesností pulzního oxymetru či dopplerovského ultrazvuku. Metody mohou být neinvazivní, v případě velmi přesných měření, či potřeby měřit konkrétní oblast nebo cévu, také invazivní, využívající například vpichových elektrod.

Další odnož impedanční pletysmografie, impedanční kardiografie, využívá impedančních změn celého hrudníku, z nichž je poté možné vypočítat srdeční výdej a další parametry, jako například celkový objem tekutin v hrudníku. Nejčastěji využívá frekvence od 50 do 100 kHz. Uvažuje také například takzvaný Sigmanův efekt, který vysvětluje změnu impedance v závislosti na rychlosti toku krve.

Popis tkání v urologii – Metoda, která je zatím experimentální. Využívá bioelektrické impedance pro měření změn impedance v močových cestách ke zjištění patologií, ale také měření impedance na děložním čípku ke zjištění prekancerotických změn a změn při porodu.

Elektrická impedanční myografie – Slouží ke zjišťování patologií svalů a poruch jejich činnosti. Využívá single-frequency i multi-frequency přístup s elektrodami umístěnými podél zkoumaného svalu či svalové skupiny. Na základě výstupních dat lze posoudit stav zkoumané skupiny svalů.

Nejvyšší potenciál této metody spočívá v průběžném monitorování svalů například při rehabilitaci. Zatím však není možné říci, zdali tato metoda nahradí klasické vpichové EMG.

BIA – jedna z nejvíce využívaných bioimpedančních metod, podrobně byla popsána výše.

Aktivní implantabilní zařízení – Velký potenciál má využití bioelektrické impedance také v souvislosti s implantabilními zařízeními, jako například implantabilní kardioverter-defibrilátor nebo pacemaker. Největší výhodou je, že vzhledem k jednoduchosti zapojení pro

měření impedance, mnoho z dnes využívaných implantabilních přístrojů již tuto možnost nabízí pouze s malými, někdy i softwarovými úpravami. Nevýhodou však zůstává malá vzorkovací frekvence těchto přístrojů, kvůli které je na základě bioimpedance možné sledovat pouze trendy zavodnění organismu nebo trendy respirační impedance pro dny nebo měsíce. Samotné pulzní vlny s touto technikou sledovat nelze.

Do budoucna se však připravují nové generace přístrojů, jejichž výbava již bude zcela uzpůsobena impedančním měřením. Při dobré instrumentaci poté bude možné měřit také srdeční výdej, srdeční frekvenci, dýchací frekvenci, minutovou ventilaci a mnoho dalších parametrů, které poté v souvislosti s daty samotné verterovací nebo paceovací funkce budou znamenat důležitý zdroj informací při vyhodnocování pacientových obtíží.

Zjišťování podráždění či nemocí kůže – Jak je známo, při podráždění kůže dochází především ke třem jevům. Prvním z nich je otok, druhým zarudnutí a třetím zvýšená teplota. Míra podráždění lze zhruba určit mírou každého z těchto třech faktorů, avšak nejpřesněji je to možné spojením všech tří. Na rozdíl od zarudnutí a zvýšené teploty, míru otoku, jinými slovy množství nadbytečné tekutiny nebylo možné přesně změřit. Jako ideální řešení se nabízí měření bioelektrické impedance v místě podráždění.

Využívá se multifrekvenčního měření s 31 logaritmičticky rozdělenými frekvenčními úrovněmi na frekvencích 1 kHz až 1 MHz. Volbou frekvence se určuje hloubka měření. Vše je nejčastěji prováděno pomocí povrchových elektrod. Zde však vzniká nepřesnost, jelikož svrchní vrstva pokožky tvořená mrtvými buňkami se chová jako izolant a především se na ní nikterak neprojeví podráždění, takže ovlivňuje výsledky měření. Bylo vyzkoušeno několik přístupů, od agresivních gelů, které však ještě více dráždily pokožku, přes odírání svrchní vrstvy, kde vznikal stejný problém, až k peelingovým krémům. Jako nejlepší řešení se však ukázaly mikrovpichové elektrody, tedy plošné elektrody s mikroskopickými hroty, které projdou svrchní mrtvou vrstvou pokožky, ale nezasáhnou kapilární systém. Takové elektrody se dají také použít při vyšetřování kožních melanomů a dalších kožních onemocnění.

To je však předmětem výzkumu a bude nutné přesně určit, které hodnoty jsou již patologické, což vzhledem k extrémní heterogenitě pokožky nebude jednoduché.

Existuje ještě mnoho dalších využití bioelektrické impedance v lékařských i nelékařských oborech. Nejzajímavější z lékařských využití jsou například monitorování tekutin v těle, což se vztahuje také na zavodnění plic, dále monitorování hydratace svrchní vrstvy pokožky, které se uplatňuje u určitých typů nemocí či měření potivosti a jejich poruch.

Z nelékařských využití jmenujme alespoň známý detektor lži, který využívá impedanci jako jeden z nejdůležitějších, ne-li nejdůležitějších parametrů pro hodnocení.

2.3.2 Bezpečnost BIA

Přístroje měřící BI podléhají přísným bezpečnostním pravidlům stejně, jako každý jiný přístroj využívající aplikaci elektrické energie do těla. Vzhledem k tomu, že při BIA se aplikuje vysokofrekvenční střídavý proud, je nutné dbát především na zvýšenou bezpečnost z hlediska dielektrického ohřevu. Ačkoliv jsou aplikované frekvence daleko nižší, nežli v případě ohřevu (například mikrovlnnému) běžně využívané frekvence, využívající rezonanční frekvenci vody, tepelné účinky mohou nastat. Dalším rizikem je překročení prahu citlivosti vysokým proudem.

Bezpečnosti zdravotnických přístrojů se věnuje mnoho evropských i českých norem, nejpodstatnější normy týkající se měření biologické impedance jsou v následujícím textu vyjmenovány a popsány.

Direktiva 93/42/EHS neboli MDD (z anglického medical device directive) (10) pokrývá regulační požadavky Evropské unie pro zdravotnická zařízení (nástroje) vyjma aktivních implantabilních přístrojů, jako například pacemakery, kardiostimulátory, kterým se věnuje direktiva Active implantace medical device directive. Dělí se do tří hlavních tříd dle požadavků na elektrickou bezpečnost.

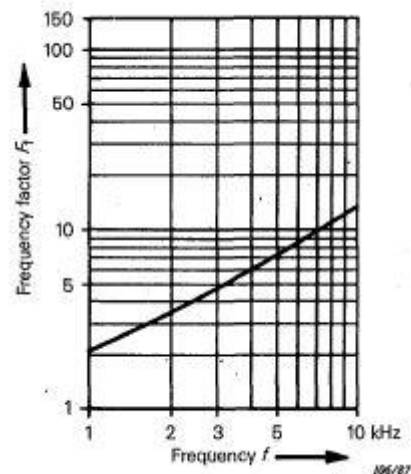
- Třída I: Zařízení s nízkým rizikem, jako jsou stetoskopy, kolečková křesla či nemocniční lůžka. Výrobce je povinen vydat technickou specifikaci takového výrobku. Ty kromě této direktivy podléhají ještě požadavkům na sterilitu a kalibraci.
- Třída IIa: Zařízení s nízkým až středním rizikem, jako například elektrokardiografy a ultrazvukové přístroje. Stejně jako u první třídy, výrobce je také povinen vydat technickou specifikaci výrobku, navíc však musí být vydáno posouzení o shodě.
- Třída IIa: Zařízení se středním rizikem, jakými jsou například plicní ventilátory, chirurgické lasery a neimplantabilní infuzní pumpy. Podléhá stejným pravidlům jako třída IIa, avšak s přidavkem několika dalších testování výrobku.
- Třída III: Zařízení s vysokým rizikem, jakými jsou například umělé srdeční chlopně či balónkové katetry. U těchto přístrojů je požadováno testování kvality dle evropských norem EN 46001 a EN 46002.

Přístroje splňující kteroukoliv třídu direktivy MDD musí být opatřeny značkou CE.

Direktiva NAWI (z anglického non-automatic weighing instruments) (11) je aplikací evropské direktivy Directive 90/384/EEC (MDD) později nahrazenou direktivou Directive 2009/23/EC, regulující požadavky Evropské unie pro neautomatické vážící nástroje. Direktiva rozděluje přístroje do čtyř skupin dle požadavků na přesnost a dle plánovaného využití.

- Třída I: Speciální přesnost – ultra mikro, mikro, semi mikro a makro aplikace
- Třída II: Vysoká přesnost – přesné váhy
- Třída III: Střední přesnost – NAWI pro běžný prodej
- Třída IIII: Běžná přesnost – Nízká přesnost pro běžný prodej

Direktiva IEC 60479-2-1987 (12) se věnuje efektům elektrického proudu prostupujícího lidským tělem. Stanovuje práh citlivosti na různých frekvencích. Frekvence sinusového proudu jsou rozděleny do tří skupin. První skupina se věnuje účinkům při frekvencích od 10 do 100 Hz, druhá skupina účinkům při frekvencích 100 Hz až 10000 Hz (viz Obrázek 15), třetí skupina účinkům při frekvencích nad 10000 Hz. V další části jsou také popsány účinky proudu s různými průběhy, proudu se stejnosměrnou složkou, fázově řízeného proudu a proudu řízeného pomocí period. Část se také věnuje efektům krátkodobých jednotlivých impulzů, především obdélníkových či pouze pulzů, které jsou výsledkem například vybíjení kondenzátorů. Její českou aplikací je norma ČSN IEC 479-2.



Obrázek 15 – Hodnoty faktoru frekvence F_f pro frekvence proudu 100 Hz až 10000 Hz. Faktor frekvence F_f je hodnota prahového proudu pro relevantní fyziologické efekty na frekvenci f proti prahovému proudu na síťové frekvenci 50 (nebo 60) Hz

3 Metodika

3.1 Teoretická část

První část práce podává teoretický základ o bioimpedanční analýze jako diagnostického prostředku včetně fyzikálního popisu, o možnostech měření a využití bioimpedance. Uvedeny jsou také příklady rovnic, které s bioimpedancí pracují a ze kterých jsou následně vypočítány hodnoty požadované nejčastěji lékaři.

Teoretická část byla zpracována jako kompilát informací z mnoha zdrojů. Nejčastěji jsou využívány citace z odborných článků, dále některé evropské normy. Místy byly využity také internetové zdroje, avšak informace z nich byly vždy ověřeny v literatuře.

Obrázky, stejně jako informace, pochází nejčastěji z odborné literatury, jejich zdroj je vždy uveden v popisku obrázku. Veškeré tabulky a rovnice byly čerpány z literatury. Některé obrázky či tabulky mohou být upraveny pro lepší názornost a správnou návaznost.

Seznam bibliografických zdrojů je v práci uveden.

3.2 Praktická část

V praktické části práce jsme prováděli analýzu dat. Zpracovali jsme dva datové soubory totožných objektů ze dvou analyzátorů. Praktická část byla rozdělena do čtyř samostatných sekcí, z nichž každá se věnovala vybranému aspektu zkoumaných dat. K práci s daty byly použity programy Matlab, Excel a RStudio.

V prvním kroku byla provedena průzkumná analýza dat, data byla kvantitativně popsána, byly vysvětleny parametry datového souboru a jednotlivé parametry zobrazeny pomocí boxových grafů a histogramů.

Druhá část se věnuje srovnání hodnot BMI a hodnot procentuálního množství tuku. Pracuje s oficiálními hodnotami BMI určenými World health organization a dnes již nepoužívanými hodnotami procentuální FM od stejné organizace. Data jsou popsána a zobrazena, je připojena také diskuze věnující se nesrovnalostem v zařazení. V dalším kroku druhé části byly srovnány četnosti pacientů zařazených do skupin dle BMI ze zkoumaných vzorků s četnostmi dle oficiálních průzkumů v České republice.

Ve třetí části je statisticky posuzována shodnost datových souborů. Jednotlivé parametry jsou mezi soubory korelovány, zároveň je také testována shodnost střední hodnoty pomocí t-testu na střední hodnotu, v případě parametrů s jiným, než normálním rozdělením je užít Wilcoxonův test. Na konci podkapitoly je znovu připojena krátká diskuze výsledků.

V poslední části jsou mnohonásobnou regresí vytvořeny rovnice pro nejžádanější parametry složení lidského těla – pro procentuální FM, FFM, TBW a procentuální TBW. Rovnice jsou vytvořeny pomocí zkoumaných dat a je diskutována uplatnitelnost takového přístupu.

3.2.1 Popis námi užitých přístrojů

K měření jsme použili multifrekvenční analyzátor bioelektrické impedance, přístroj s označením MC 180MA od společnosti Tanita (viz Obrázek 13) a druhý, obdobný přístroj společnosti InBody nesoucí označení 720 (viz Obrázek 16).

Společnost Tanita i společnost InBody jsou v oblasti medicínských přístrojů tradiční firmou. Jejich BIA analyzátoři využívají empirických rovnic vyvinutých na Columbia university ve státě New York, či metody DSM-BIA, které jsou přesností srovnatelné se zlatým standardem měřením pomocí DXA (dual x-ray absorptiometry), diluční metody a vážení pod vodou.

Váha Tanita MC 180MA pracuje s osmi elektrodovým systémem, na jehož základě je schopná pracovat jako segmentální analyzátor. Technické specifikace jsou vypsány v tabulce Tabulka 5, příklad listu pacienta je uveden v příloze 1. Přístroj je nositelem značky CE a také certifikace ISO 9001.

Empirické rovnice přístroje, které si nejen společnost Tanita přísně střeží, jsou rozděleny do několika částí, aby bylo možné lépe odhadnout tělesné složení. Rozdělují se nejen podle věku, pohlaví, váhy, výšky a dalších základních charakteristik lidského těla, ale například také podle toho, zdali je měřený jedinec spíše normální, či atletického typu. Všechny údaje je nutné zadat do systému před samotným měřením, aby byl zajištěn co nejpřesnější výsledek. Ten je poté možné přenést do počítače pomocí USB nebo RS-232C konektoru v podobě csv či xls dat. (9)

Samotné měření trvá pouze několik sekund. Pacient si stoupne na váhu, uchopí dlaňové elektrody a spustí se proces měření, který na čtyřech frekvencích zjistí samotnou BI a poté ji přepočítá na poměr složek zastoupených v lidském těle.

Tabulka 5 – technické specifikace váhy Tanita MC 180MA (9)

Věkový rozsah	5-99 let
Maximální hmotnost (kapacita váhy)	270 kg
Rozlišení váhy	50g pro hmotnost 0 - 200kg, 100g pro hmotnost 201 - 270 kg
Frekvence pro MFBIA	5 kHz, 50 kHz, 250 kHz a 500 kHz
Stupeň přesnosti	MDD class IIa, NAWI class III

Existují však také přístroje, které se zcela nespolehnají na koeficienty získané z populačních studií a tělesné složení přepočítávají přímo z hodnot impedance, případně samotné rezistence či reaktance, metoda se jmenuje direct segmental multi-frequency bioimpedance analysis, tedy přímo-rozdělující multifrekvenční bioimpedanční analýza (dále užívána jako DSM-BIA). Tuto metodu využívá výhradně společnost InBody, která jí má také patentovanou.

DSM-BIA využívá k přepočtu parametry lidského těla nebo jeho částí jako jsou objem, délka, specifická rezistivita a impedance. Je tedy zcela vynechána návaznost na populační data, čímž by měla být pozitivně ovlivněna přesnost váhy.

Pacienti, kteří byli podrobeni analýze BI na analyzátoru Tanita MC 180MA popsaném výše, byli taktéž analyzováni pomocí přístroje společnosti InBody nesoucím označení 720 (viz Obrázek 16).



Obrázek 16 – Analyzátor BI InBody 720 (www.inbody.cz)

Přístroj InBody 720 také využívá technologii svého výrobce DSM-BIA. Analyzátor užívá proud $500 \mu\text{A}$ a pro multi-frekvenční měření frekvence 1 kHz, 50 kHz, 250 kHz, 500 kHz a 1 MHz při měření rezistence a frekvence 5 kHz, 50 kHz a 250 kHz při měření reaktance. Stejně jako výše popsaný přístroj společnosti Tanita, tento analyzátor pracuje s 8 elektrodami, čtyřmi chodidlovými a čtyřmi dlaňovými. Základní parametry váhy jsou uvedeny v tabulce níže.

Tabulka 6 – Technické specifikace váhy InBody 720

Věkový rozsah	5-99 let
Maximální hmotnost (kapacita váhy)	250 kg
Rozlišení váhy	50g pro hmotnost 0 - 200kg, 100g pro hmotnost 201 - 270 kg
Frekvence pro MFBIA	1 kHz, 5 kHz, 50 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1 MHz
Stupeň přesnosti	MDD class IIa, NAWI class III

Analyzátory splňují podmínky pro zařazení do třetí třídy podle britské direktivy NAWI (z anglického non-automatic weighing instruments) (11) spravující neautomatické vážící stroje a také pro zařazení do třídy IIa dle Medical devices directive (MDD) (10).

4 Praktická část

Zpracovali jsme dva soubory dat, oba čítající 42 řádků – osob a 27 sloupců – parametrů. Soubory byly získány od stejných pacientů, na obou přístrojích se měřilo přibližně ve stejnou dobu. Data byla získána pomocí přístroje Tanita MC 180MA a přístroje InBody 720, umístěných v lékařských ordinacích v České republice. Data nejdříve prošla průzkumnou analýzou a poté analýzou, kde byly zkoumány vzájemné vazby mezi parametry souboru, případně mezi samotnými soubory dat.

4.1 Průzkumná analýza a předzpracování dat

Nejdříve byla provedena průzkumná analýza. Data byla prozkoumána z hlediska odlehlých a chybějících hodnot. Odlehlé hodnoty, jak je zvykem, nebyly odstraněny ani nahrazeny, aby nedošlo ke zkreslení výsledků. Výčet uvažovaných parametrů společně se základními informacemi o nich je uveden v následující tabulce.

Tabulka 7 – Základní informace o jednotlivých parametrech ze souboru dat

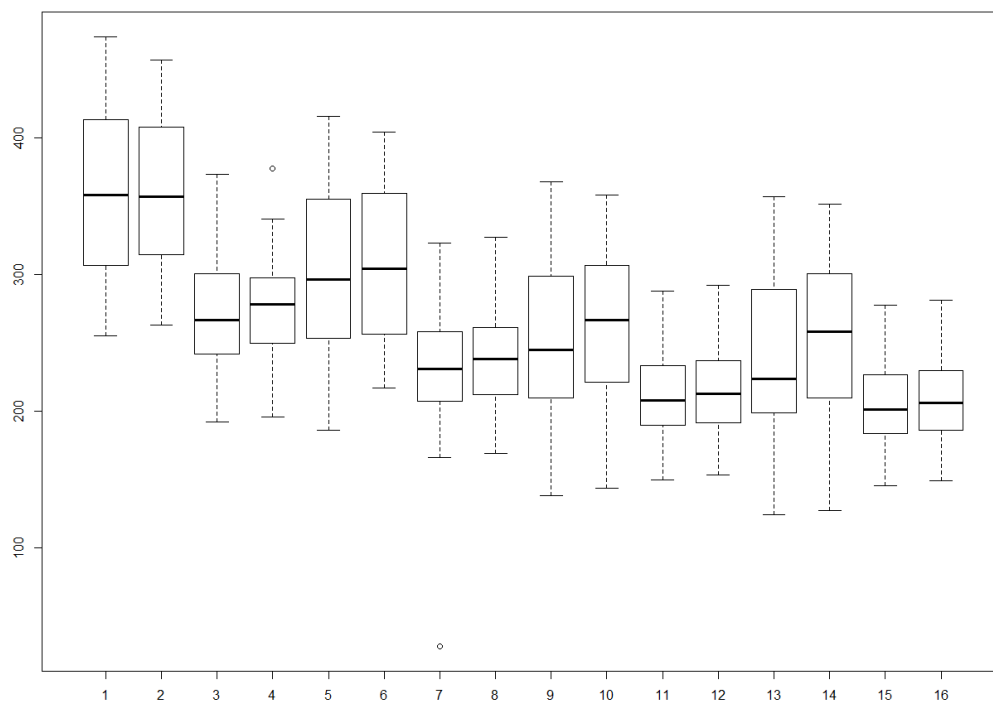
Číslo	Parametr	Popis	Tanita MC 180MA			InBody 720		
			Rozsah	Průměr	Medián	Rozsah	Průměr	Medián
Část imp.	Pacient	Číselné označení pacienta	1 - 42			1 - 42		
1	RH5 (Ω)	Impedance pravé ruky pro frekvenci 5 kHz	255,4 – 474	356,6	357,9	253,1 - 461,9	342,8	340,6
2	LH5 (Ω)	Impedance levé ruky pro frekvenci 5 kHz	263,2 – 456,8	359,7	356,8	203,6 - 451,2	344,9	346,4
3	RF5 (Ω)	Impedance pravé nohy pro frekvenci 5 kHz	192 – 373,5	271	266,8	193,2 - 375,3	266,8	264,3
4	LF5 (Ω)	Impedance levé nohy pro frekvenci 5 kHz	195,6 – 377,4	274,7	278,1	194,3 - 380,4	270,6	273,8
5	RH50 (Ω)	Impedance pravé ruky pro frekvenci 50 kHz	186,1 – 415,8	299,7	296,4	162,5 - 413,7	292,4	297,4
6	LH50 (Ω)	Impedance levé ruky pro frekvenci 50 kHz	217 – 404,2	306,3	304,4	178,9 - 408,6	298,6	300,2

7	RF50 (Ω)	Impedance pravé nohy pro frekvenci 50 kHz	28 – 323,3	229,3	230,9	167,4 - 328,7	232	230,1
8	LF50 (Ω)	Impedance levé nohy pro frekvenci 50 kHz	169,4 – 327,3	238,3	238,4	168,2 - 332	235,2	237,8
9	RH250 (Ω)	Impedance pravé ruky pro frekvenci 250 kHz	138,2 – 367,6	253,3	245	101,6 - 376,9	251,2	258,9
10	LH250 (Ω)	Impedance levé ruky pro frekvenci 250 kHz	143,7 – 358,1	263,3	266,9	183,2 - 372,9	261,3	262,9
11	RF250 (Ω)	Impedance pravé nohy pro frekvenci 250 kHz	150 – 287,8	211,5	207,9	149,7 - 294,5	206,8	204,2
12	LF250 (Ω)	Impedance levé nohy pro frekvenci 250 kHz	153,3 – 292,1	214,7	212,7	150,7 - 297	209,6	210,5
13	RH500 (Ω)	Impedance pravé ruky pro frekvenci 500 kHz	124,4 – 356,8	239,3	223,9	137,2 - 364,7	240,2	237,5
14	LH500 (Ω)	Impedance levé ruky pro frekvenci 500 kHz	127,3 – 351,3	253,8	258,4	152,8 - 361	248,2	248,8
15	RF500 (Ω)	Impedance pravé nohy pro frekvenci 500 kHz	145,6 – 277,5	204,6	201	145,6 - 285,9	200,7	197,3
16	LF500 (Ω)	Impedance levé nohy pro frekvenci 500 kHz	149,1 – 281,3	208,1	205,9	146,7 - 287,4	203,5	203,8
Část vyp.	Gender	Pohlaví	M – 21; F – 21			M – 21; F – 21		
1	%FM (%)	Tuk v procentech	7,8 – 40,9	21,34	19,9	3 - 42,7	19,08	17,45
2	FM (kg)	Tuk v kilogramech	5,2 – 37,7	16,54	16,05	1,7 - 39,5	14,7	13,75
3	FFM (kg)	Tukuprostá hmota	41,3 – 90,7	61,06	61,3	41,3 - 95,2	63,02	64,85
4	TBW (kg)	Tělová voda	30,2 – 65,5	43,88	44,2	30,2 - 69,8	46,21	47,6
5	%TBW (%)	Tělová voda v procentech	42,1 – 67,2	56,49	57,2	42 - 72,1	59,33	60,55
6	ECW (kg)	Mimobuněčná tekutina	11,3 – 24,3	17,45	17,95	11,3 - 26,5	17,13	17,4
7	ICW (kg)	Nitrobuněčná tekutina	18,9 – 41,3	26,46	26,65	18,9 - 44,3	29,08	29,85
8	Weight (kg)	Hmotnost	50,9 – 107,8	77,58	78,65	50,9 - 108,4	77,72	78,8
9	Age (rok)	Věk	18,9 – 58	30,6	28,6	18,9 - 58	30,6	28,6

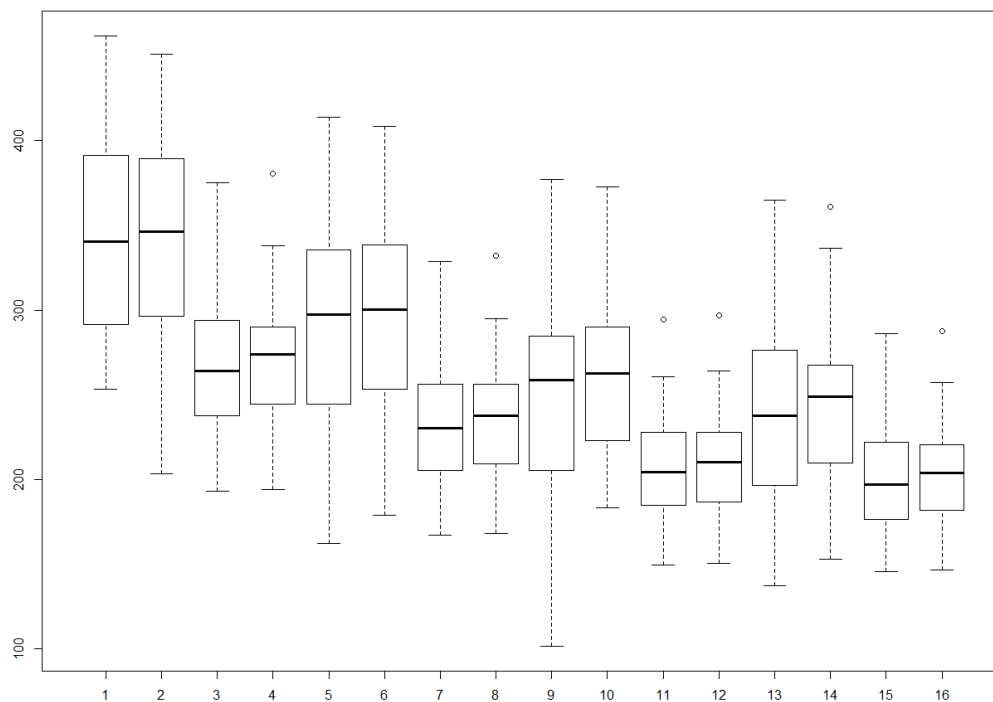
10	Height (cm)	Výška	158 – 197	174,3	173	158 - 197	174,3	173
----	----------------	-------	-----------	-------	-----	-----------	-------	-----

Soubor má nejčastěji normální rozdělení, jak je zřetelné z histogramů v příloze 2 a z boxového grafu na obrázcích 17 - 20. Pouze parametry RH50, LF50, FFM, TBW, ICW u dat z analyzátoru Tanita MC 180MA a parametr Age u obou analyzátorů měly rozdělení jiné, nežli normální. Normalita dat byla testována pomocí Shapiro-Wilkova testu normality.

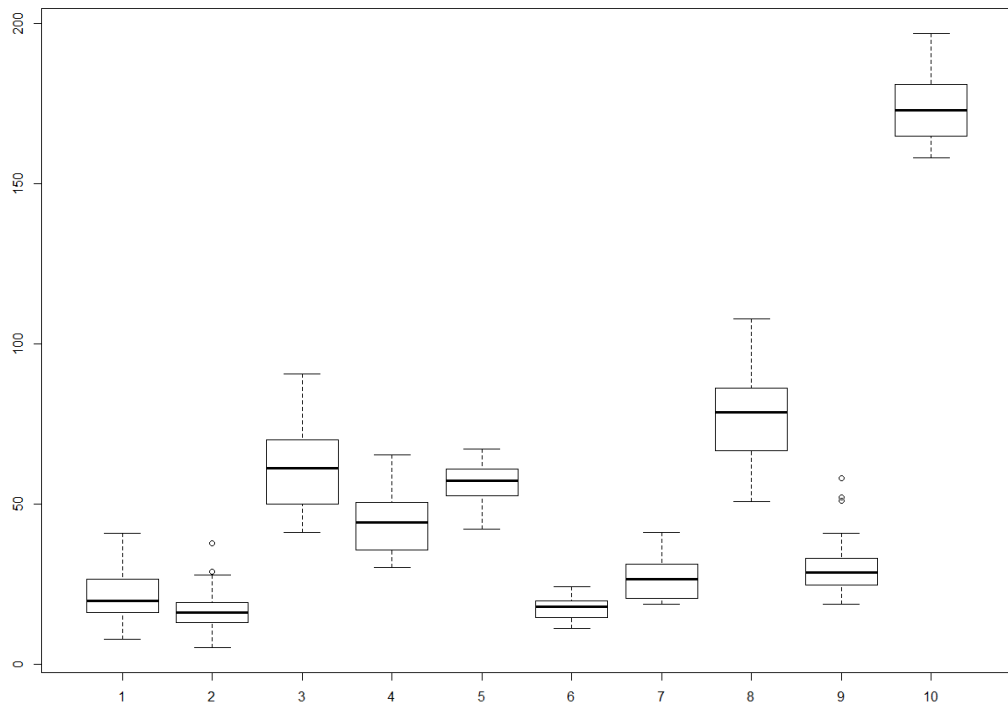
Srovnání sdílení variability jednotlivých parametrů mezi ženami a muži ukázalo nízkou korelaci těchto dvou skupin (viz Tabulka 8) u obou souborů. Přesto jsme se rozhodli uvažovat soubory jako celek vzhledem k různorodosti běžné populace.



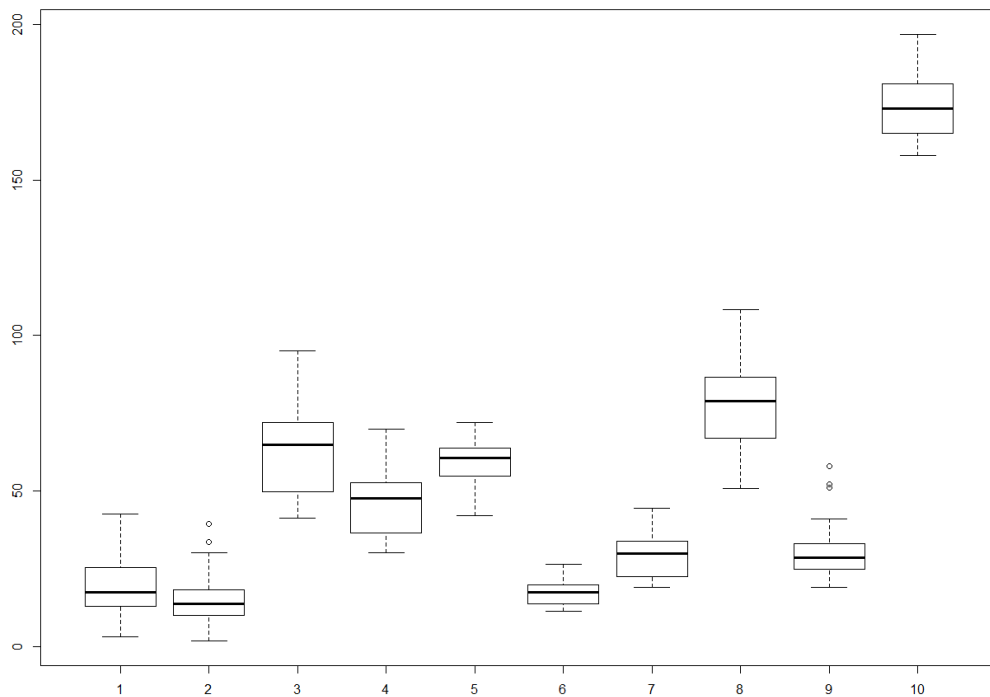
Obrázek 17 - Boxový graf naměřených impedancí analyzátoru Tanita MC 180MA, na ose x je každý parametr očíslovan dle tabulky 7, číslování části impedancí



Obrázek 18 – Boxový graf naměřených impedancí analyzátoru InBody 720, na ose x je každý parametr očíslovan dle tabulky 7, číslování části impedancí



Obrázek 19 - Boxový graf vypočítaných hodnot analyzátoru Tanita MC 180MA, na ose x je každý parametr očíslovan dle tabulky 7, číslování části s počítanými parametry



Obrázek 20 - Boxový graf vypočítaných hodnot analyzátoru InBody 720, na ose x je každý parametr očíslovan dle tabulky 7, číslování části s počítanými parametry

Tabulka 8 – Korelace parametrů mezi skupinou žen a skupinou mužů

Parametr	Tanita MC 180MA		InBody 720	
	Hodnota korelace	Hodnota p	Hodnota korelace	Hodnota p
Fatper	-0,1558239	0,5	0.00198935	0.9932
Fatkg	-0.1156087	0,6178	-0.1385137	0.5493
FFM	-0.04840572	0,8349	0.2376286	0,2996
TBW	-0.07173293	0,7573	0.2480493	0.2783
TBWper	-0.1945007	0,3982	0.0158068	0.9458
ECW	-0.08195239	0,724	0.2354441	0.3042
ICW	-0.08335989	0,7194	0.2532459	0.268
Weight	-0.05878311	0,8002	-0.05765984	0.8039
Age	-0.1723079	0,4551	-0.1723079	0.4551
Height	0.2620386	0,2512	0.2620386	0.2512

4.2 Srovnání množství tuku v těle a BMI u české populace

Ačkoliv je procento tělesného tuku velmi objektivním a lehce zjistitelným parametrem složení lidského těla, odborná veřejnost se o jeho využití jako diagnostického nástroje nezmínuje a proto neexistují ani oficiální studie na hodnocení populace s ohledem na tento parametr. World health organization s hodnotami procentuální FM ohraničujícími různé diagnostické stavy pracovala, avšak ještě v 90. letech 20. století bylo od jejich užívání upuštěno. Při dnešním rozšíření jednoduchých metod dostatečně přesného zjišťování složení lidského těla je však možné znovu přikročit k tvorbě oficiálních tabulkových hodnot pro určení stavu pacienta dle procentuálního obsahu tuku v těle.

Jako jeden ze způsobů průzkumu datových vzorků bylo zvoleno srovnání naměřeného procentuálního obsahu tuku pacienta s jeho hodnotou BMI. Procentuální hodnota tuku se bude porovnávat s tabulkou 1 a dle ní bude pacient zařazen do skupiny podváha, normální váha, nadváha nebo obezita. Toto zařazení poté bude porovnáno s hodnotou BMI abychom zjistili, jak korespondují tyto dva ukazatele. Jako zcela nekorespondující bude uvažováno zařazení lišící se o dva a více stupňů.

Tabulka 9 – Výsledek srovnání zařazení dle procentuálního obsahu tuku a dle BMI pro analyzátor Tanita. 0 – podváha, 1 – normální váha, 2 – nadváha, 3 – obezita, F – žena, M – muž; zeleně je označeno shodné zařazení, červeně zařazení lišící se o dva a více stupňů

Pořadí	FM %	BMI	Pořadí	FM %	BMI	Pořadí	FM %	BMI
1 - F	0	2	15- F	0	2	29 – M	3	3
2- F	0	1	16- F	0	1	30 – M	1	2
3- F	0	2	17- F	0	1	31 – M	1	2
4- F	0	2	18- F	1	2	32 – M	2	2
5- F	0	1	19- F	0	1	33 – M	1	1
6- F	0	1	20- F	0	1	34 – M	2	2
7- F	1	3	21- F	0	2	35 – M	2	2
8- F	1	2	22- M	1	2	36 – M	1	2
9- F	0	1	23 – M	3	2	37 – M	1	1

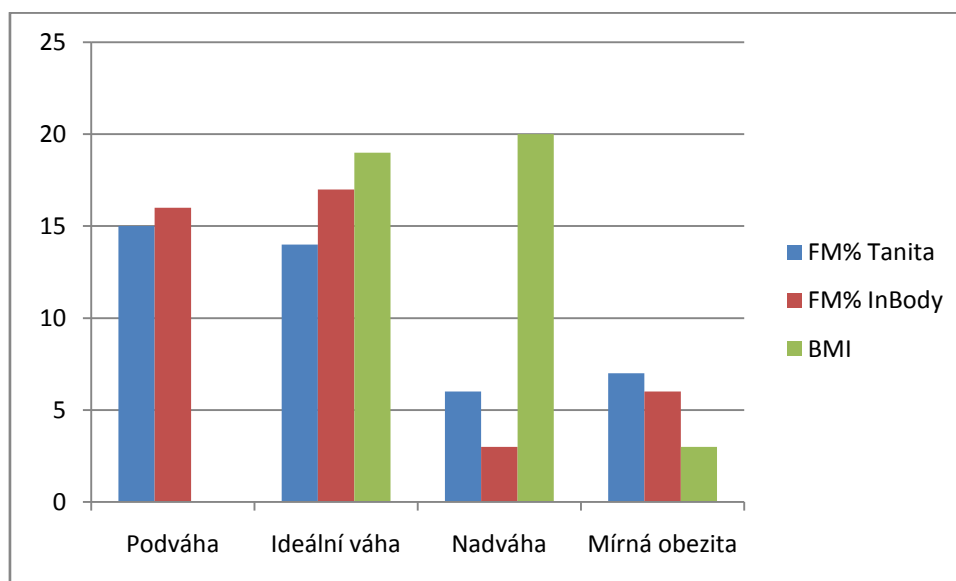
10- F	1	1	24 – M	3	1	38 – M	2	2
11- F	1	1	25 – M	0	1	39 – M	2	2
12- F	0	2	26 – M	1	2	40 – M	3	1
13- F	1	1	27 – M	3	1	41 – M	3	3
14- F	1	2	28 – M	1	1	42 – M	3	1

Tabulka 10 - Výsledek srovnání zařazení dle procentuálního obsahu tuku a dle BMI pro analyzátor InBody. 0 – podváha, 1 – normální váha, 2 – nadváha, 3 – obezita, F – žena, M – muž; zeleně je označeno shodné zařazení, červeně zařazení lišící se o dva a více stupňů

Pořadí	FM %	BMI	Pořadí	FM %	BMI	Pořadí	FM %	BMI
1 - F	0	2	15- F	0	2	29 – M	3	3
2- F	0	1	16- F	1	1	30 – M	1	2
3- F	0	2	17- F	0	1	31 – M	1	2
4- F	0	2	18- F	1	1	32 – M	1	2
5- F	0	1	19- F	0	1	33 – M	0	1
6- F	0	1	20- F	0	1	34 – M	1	2
7- F	2	3	21- F	0	2	35 – M	1	2
8- F	1	2	22 - M	1	2	36 – M	1	2
9- F	0	1	23 – M	1	2	37 – M	1	1
10- F	1	1	24 – M	0	1	38 – M	3	2
11- F	1	1	25 – M	0	1	39 – M	2	1
12- F	0	2	26 – M	1	2	40 – M	3	1
13- F	1	1	27 – M	3	1	41 – M	3	3
14- F	2	2	28 – M	1	1	42 - M	3	1

Tabulka 11 – Tabulka zastoupení jednotlivých skupin v obou souborech

Kategorie	Podkategorie	Četnost FM% Tanita	Četnost FM% InBody	Četnost BMI
Podváha	Podváha	15	16	0
Ideální váha	Normální váha	14	17	19
Nadváha	Nadváha	6	3	20
Obezita	Mírná obezita	7	6	3
	Střední obezita			0
	Morbidní obezita			0



Obrázek 21 – Graf zastoupení jednotlivých metod, respektive vzorků u metody. BMI je pro obě metody stejné

Jak je zřetelné z tabulky 9, tabulky 10 a tabulky 11, zařazení dle procentuálního obsahu tuku a dle BMI se výrazně odlišují, někdy si téměř odporují. V některých případech pacienti uvedení jako obézní u jedné metody se jeví jako s ideální váhou u metody druhé. Ze 42 pacientů se zařazení shoduje u jednoho souboru dat pouze u 12, u druhého souboru dat u 8. Oba soubory se chovali při zařazování podobně.

Vyšší diverzifikaci zařazení vykazuje ženská populace, kde se u jednoho vzorku zařazení lišilo o dva a více stupňů u 7 pacientek, naproti 4 odporujícím si zařazením u mužů, u druhého vzorku u 6 pacientek a 3 pacientů. U žen jsou všechny chyby způsobeny určením vysokého BMI oproti nízkému procentu tuku, u mužů je tomu naopak. Naproti tomu u mužské populace je více výskytů stejného zařazení u obou metod, 9 shodných zařazení oproti 3 u žen, v druhém souboru je shodně zařazen stejný počet u mužů i u žen, 4 pacienti a 4 pacientky.

Popsané jevy mohou poukazovat na více faktorů, které ovlivňují výsledek. BMI jako faktor, na jehož základě se hodnotí zdravotní stav obyvatelstva, není dostatečně přesným ukazatelem. Při jeho výpočtu se neuvažuje věk ani složení pacientova těla. Index může vykazovat chybu, pokud je počítán pro atypické složení těla, jaké mají například kulturisti, kde většinu váhy tvoří svalová hmota. Hodnoty tuku jsou v tom případě velmi nízké, ale hodnota BMI je přesto vysoká a může falešně poukázat až na obezitu. To je možné vysvětlení velké odlišnosti při zařazení v námi zkoumaných souborech. Zároveň BMI nepracuje s fyziologickými změnami způsobenými věkem, což vede k dalšímu navýšení chyby zařazení. Obecně lze říci, že jakákoliv diagnostika prováděná dle BMI tak, jak je tomu dnes, může být velmi zavádějící a nemusí vést ke správnému určení stavu pacienta.

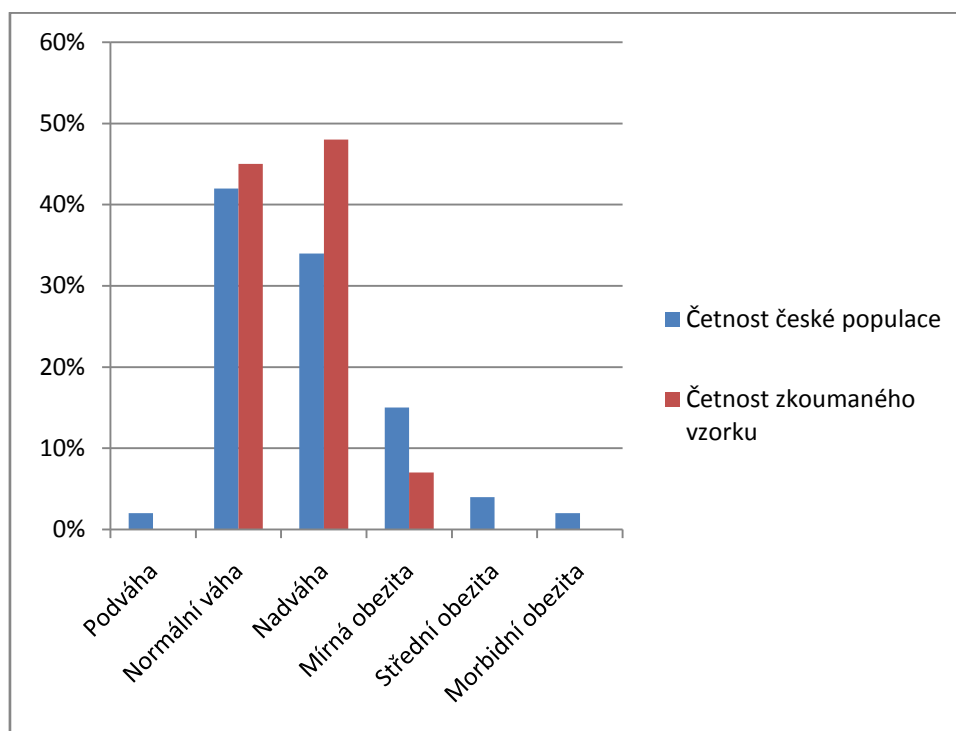
Druhým faktorem, který se uplatnil při nekorespondujícím zařazení ve výše uvedených tabulkách je jistě také užití empirických rovnic při výpočtu procentuálního obsahu tuku z bioelektrické impedance lidského těla nebo jeho částí. Avšak vzhledem k uváděné přesnosti BIA i v případě přepočtu pomocí empirických rovnic lze říci, že chyba zařazení je především na straně BMI. Z výsledků srovnání lze však pozorovat, že BMI jako diagnostický nástroj se více hodí pro mužskou populaci, kde je častější shodné určení zdravotního stavu. Zároveň lze z dostupných výsledků říci, že BMI zdravotní stav u žen co do vážnosti nadhodnocuje, naopak u mužů podhodnocuje.

Uvedený výčet faktorů poukazuje na nedostatečnou propracovanost BMI. V dnešní době již však existují jiné indexy hodnocení zdravotního stavu, které uvažují více faktorů včetně věku nebo například pohlaví, jedním z nich je i procentuální FM. Vzhledem k jednoduchosti měření BI však vše svědčí ve prospěch nahrazení, nebo alespoň doplnění rychlé diagnostiky pomocí BMI o určení FM, tedy o nejjednodušší metodu jeho měření, BIA. Pro procentuální hodnoty tělesného tuku je však nutné přesněji určit a v praxi ověřit hraniční hodnoty oddělující jednotlivé zdravotní stavy.

Vzorek jsme z hlediska četností jednotlivých skupin dle BMI porovnali s běžnými hodnotami pro českou populaci (13). V následující tabulce je přehled stavu české populace v roce 2013 a zastoupení jednotlivých skupin v našem vzorku.

Tabulka 12 – Procentuální zastoupení skupin BMI ve vzorku (13)

Kategorie	podkategorie	Rozsah BMI (m/kg ²)	Stav české populace	Stav vzorku
Podváha	Podváha	≤18,5	2%	0%
Ideální váha	Normální váha	18,5 – 24,9	42%	45%
Nadváha	Nadváha	25 – 29,9	34%	48%
Obezita	Mírná obezita	30 – 34,9	15%	7%
	Střední obezita	35 – 39,9	4%	0%
	Morbidní obezita	> 40	2%	0%



Obrázek 22 – Graf četností ve skupinách dle BMI pro českou populaci a pro zkoumané vzorky

Jak je zřetelné z obrázku Obrázek 22, četnosti jsou přibližně stejné. Rozdíl může být způsoben malým počtem objektů ve zkoumaném souboru.

4.3 Srovnání patientských dat ze dvou přístrojů

Postupně se rozšiřující využití BIA přináší prostor pro společnosti, které se bioelektrickou impedancí zabývají. Existuje mnoho přístrojů, které jsou schopny single- nebo multi-frekvenčně měřit bioelektrickou impedanci lidského těla. Každý z nich využívá vlastní přepočty na složení lidského těla, vlastní koeficienty empirických rovnic a často i celé vlastní rovnice. Výsledky jsou relativně stejné a i v technickém provedení se přístroje podobají stále více.

Pacientská data z obou přístrojů jsme porovnali, abychom zjistili rozdíly v přepočtu hodnot impedance na hodnoty tělesného složení a také reprodukovatelnost výsledků měření BI.

Hladina statistické významnosti byla stanovena na 0,05. Pro srovnání parametrů s normálním rozdělením byl užit t-test na střední hodnotu, pro srovnání parametrů, z nichž jeden je s jiným, než normálním rozdělením byl užit Wilcoxonův test na rovnost distribučních

funkcí. Výsledky testů a analýzy dat jsou uvedeny v tabulce 13. Hypotézy byly stanoveny následovně:

H_0 : Naměřené či vypočítané hodnoty stejného parametru se u popsanych analyzátorů neliší.

H_A : Naměřené či vypočítané hodnoty stejného parametru se u popsanych analyzátorů liší.

Tabulka 13 – Výsledky srovnání naměřených dat z obou vah; označení parametrů dle tabulky 7. Průměrná odchylka označuje průměrnou odlišnost daného parametru mezi přístroji na jednoho pacienta. Znaménko průměrné odchylky je vztaženo k analyzátoru společnosti Tanita. Plus znamená, že v daném parametru oproti druhému analyzátoru vykazoval průměrně vyšší hodnoty, minus naopak

Parametr	Dosažená signifikance	Závěr	Korelace	Průměrná odchylka
RH5	1,09E-12	H_0 zamítáme	0,988712	13,9
LH5	2,56E-06	H_0 zamítáme	0,954605	14,68
RF5	4,67E-11	H_0 zamítáme	0,996617	4,20
LF5	1,02E-09	H_0 zamítáme	0,995131	4,17
RH50	0,052103	H_0 nezamítáme	0,91073	7,44
LH50	0,5963	H_0 nezamítáme	0,945961	7,69
RF50	0,684678	H_0 nezamítáme	0,501946	-2,53
LF50	0,4605	H_0 nezamítáme	0,994808	3,21
RH250	0,729212	H_0 nezamítáme	0,750314	2,21
LH250	0,753538	H_0 nezamítáme	0,659	2,08
RF250	3,42E-09	H_0 zamítáme	0,991424	4,67
LF250	3,06E-09	H_0 zamítáme	0,989335	5,08
RH500	0,916581	H_0 nezamítáme	0,729112	-0,69
LH500	0,400736	H_0 nezamítáme	0,649629	5,73
RF500	2,12E-06	H_0 zamítáme	0,987693	3,97
LF500	2,49E-06	H_0 zamítáme	0,982422	4,58
%FM	0,024406	H_0 zamítáme	0,736375	2,39
FM	0,021174	H_0 zamítáme	0,755912	1,9
FFM	0,6332	H_0 nezamítáme	0,931033	-2,07
TBW	0,3014	H_0 nezamítáme	0,922072	-2,42
%TBW	0,000548	H_0 zamítáme	0,712076	-2,96
ECW	0,209943	H_0 nezamítáme	0,928004	0,29
ICW	0,04048	H_0 zamítáme	0,892887	-2,72
Weight	5,72E-11	H_0 zamítáme	0,999963	-0,17

Výsledky ukazují vysokou korelaci mezi stejnými parametry z obou analyzátorů. Mírně nižší korelaci vykazuje měřená impedance na pravé a levé ruce při frekvenci 250 kHz a 500 kHz. To lze vysvětlit například potivostí rukou, jiným místem kontaktu elektrody, jinou instrumentací či také například tím, že při jednom měření bylo chladněji, tudíž se krev – a tedy i voda – z externitů soustředila více do teplotních center – do hlavy a do hrudníku. Dalším méně korelujícím parametrem je impedance pravé nohy při frekvenci 50 kHz.

U některých parametrů jsme nezamítli nulovou hypotézu na hladině pravděpodobnosti 0,05, že se měřené hodnoty obou přístrojů neliší. Jsou jimi impedance všech končetin při frekvenci 50 kHz, impedance pravé a levé ruky při frekvenci 250 kHz, impedance pravé a levé ruky při frekvenci 500 kHz a vypočítaná hodnota ECW. Je zřetelné, že přijetí nulové hypotézy do jisté míry souvisí s korelací parametrů. U ostatních parametrů se lze pouze domnívat, jaký je důvod toho, že se hodnoty impedance liší, může jít o užití jiné přístrojové techniky, jiný materiál elektrod. Problém může být zapříčiněn také rozdílnou instruktáží pacientů před měřením. Pravděpodobné je, že rozdíl je způsoben rozdílnou elektronikou přístroje. Například aplikovaná frekvence se může u každého přístroje mírně lišit, ačkoliv je uváděna jako konstanta, což může způsobit zřetelnou odchylku v naměřené impedanci. Je však zřejmé, že výrobci berou ohled na specifika svého výrobku.

Rozdílná hodnota ECW může být dána užitím různých metod přepočtu či pouhou chybou v měření.

U parametrů přístrojů byla zjištěna stálá vzájemná odchylka v měření, která byla přepočítána na průměrnou odchylku jednoho měření. Podstatný rozdíl byl nalezen v přepočtu na kilogramy FM, kde se vyskytla průměrná odchylka 1,9 kg, pro TBW 2,42 kg, pro ICW 2,72 kg, pro FFM 2,07 kg. Pokud by taková odchylka byla brána jako chyba měření, může výrazně ovlivnit výsledky diagnózy. Odchylka se vyskytla také v určení váhy pacienta, kde tvoří 0,17 kg, což však u dospělého člověka nemá veliký význam. Lze na ní však dobře ilustrovat odlišnosti jednotlivých přístrojů, které jsou dány elektronikou, zpracováním a také například jiným principem měření.

Dle uvedených závislostí a výsledků však lze říci, že přístroje jsou srovnatelné. Odchylky v naměřených a vypočítaných hodnotách lze považovat za zanedbatelné vzhledem k tomu, že běžně udávaná chyba měření přístroje je 10%.

4.4 Průzkum závislosti parametrů souboru na frekvenci

Využití více frekvencí při určování složení těla je standardní součástí BIA. Rovnice, dle kterých se poté složení těla počítá, ale nejčastěji pracují s odporem či impedancí na jedné či dvou frekvencích, nejčastěji 50 kHz, jako u jednofrekvenční BIA, často také 100 kHz (viz tabulka 3).

Rovnice, které podle dostupných patientských dat, jako je váha, výška a věk, a z naměřených hodnot impedance přepočítávají hodnoty tělesného složení, jsou však mnohdy know-how výrobce přístrojů a je složité, mnohdy až nemožné, je získat pro vlastní potřebu. Rozhodli jsme se jednoduchým postupem získat rovnice pro níže zmíněné parametry z dat naměřených na analyzátorech. V případě, že by uvedený postup fungoval a výsledky rovnic by byly srovnatelné s výsledky rovnic analyzátoru, lze říci, že rovnice analyzátoru jsou zastupitelné nově vytvořenými rovnicemi, které je poté možné využít pro další práci, v extrémním případě při konstrukci vlastního jednoduchého analyzátoru. Zároveň při premise, že BIA s dnes existujícími přístroji je téměř stejně přesná jako referenční metody, například DXA (14), není

nutné pro méně náročné aplikace využívat při tvorbě empirických rovnic dat z této nákladné metody, nýbrž dat z méně ekonomicky náročné BIA. Poslední výhodou takto vytvořených rovnic je možnost je vytvořit přímo pro zkoumanou skupinu, která se může od běžné populace odchylovat.

Nejdříve jsme podrobili datový soubor zkoumání. Parametry FFM, TBW a procentuální FM jsme korelovali s každým měřeným segmentem těla při každé frekvenci – pro každý parametr na jedné frekvenci jsme měli 4 korelace - pro pravou a levou ruku a pravou a levou nohu a 1 doplňující korelaci pro celé tělo, jehož impedance nebyla měřena, nýbrž počítána dle rovnice [9].

$$Z_{WB} = RH_f + RL_f$$

[9]

Kde Z_{WB} je impedance celého těla, RH odpor pravé ruky, RL odpor pravé nohy a f frekvence, při které byl daný odpor naměřen. Jak bylo zmíněno v kapitole 2.3, impedance hrudníku se na celkové impedanci těla podílí pouze deseti procenty, tudíž ji lze zanedbat a celotělovou impedanci počítat jako součet impedancí či rezistencí pravé ruky a nohy. Tato aproximace je dostatečně přesná pro zjištění korelace vypočítaných parametrů s celotělovou impedancí (viz také Obrázek 7 uprostřed). Korelace jsme provedli pro celý vzorek z analyzátoru Tanita.

Ze změřených a vypočítaných parametrů z analyzátoru Tanita MC 180MA jsme se pokusili získat jednoduché a dostatečně přesné rovnice přímo zkonstruované pro měřený vzorek. Rovnice byly získány vícenásobnou lineární regresí některých změřených a vypočtených parametrů. Regrese byla prováděna s impedancí při 50 kHz vzhledem k jejímu využití i v jednoduchých jedno-frekvenčních analyzátoch a tedy k jejímu největšímu rozšíření. Využívali jsme různé segmenty těla a zkoumali, kdy jsou výsledky námi vytvořené rovnice nejlépe korelované s naměřenými hodnotami. Pouze u procentuálního obsahu tuku byla vyzkoušena také frekvence 500 kHz, jelikož při průzkumu korelací jednotlivých parametrů se všemi frekvencemi u všech segmentů vykazovala nejvyšší korelaci s procentuálním obsahem tuku. Výsledky pro každý parametr jsou uvedeny níže v tabulkách 14 až 17, kompletní výsledky poté v příloze 3.

Parametr procentuálního obsahu tuku koreloval nejlépe s impedancí při 500 kHz pro pravou levou nohu a nejhůře pro frekvenci 50 kHz pro pravou nohu, u parametrů FFM a procentuální TBW tomu bylo naopak, nejlepší korelace ale nebyla při frekvenci 50 kHz na levé noze, nýbrž na pravé. Na základě těchto výsledků bylo rozhodnuto, že rovnice budou tvořeny s impedancemi při 50 kHz, pro parametr procentuálního FM také pro impedanci při frekvenci 500 kHz.

Pro volbu parametrů, které byly zpracovány regresí a z nichž bylo vytvořeno několik rovnic, posloužil požadavek na tvorbu jednoduché rovnice. Bylo vyzkoušeno několik podob rovnic zahrnující pohlaví, impedanci celého těla při 50 kHz, výšku, věk, váhu, složitější rovnice

také impedanci jednotlivých končetin při 50 Hz. Pro zajímavost bylo vždy vytvořeno několik rovnic přímo pro mužskou a ženskou část vzorku.

Zároveň bylo vyzkoušeno dosazení hodnot do rovnic z tabulky 3 a porovnání s naměřenými a vypočítanými hodnotami analyzátoru.

Tabulka 14 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro procentuální FM. Parametry jsou popsány v tabulce 7, ZWB je impedance celého těla dle rovnice [9]

Skupina	Konstanta	Weight	Age	Height	ZWB50	Gender	RH50	LH50	RF50	LF50	LF500	Korelace
Celá	107,796685	0,303363	0,12895504	-0,63851	-0,0059744	1,066255						0,675169
Celá	128,955692	0,39021	0,06004544	-0,755417		2,275649	-0,004985	0,085272215	0	-0,076291		0,730064
Celá	109,06153	0,318872	0,11763396	-0,643295	-0,0074003							0,672019
Celá	112,36931	0,327375	0,1038926	-0,647058							-0,03271	0,678829
Muži	147,85701	0,351722	0,15799694	-0,894542	-0,0032827							0,755678
Ženy	75,362038	0,201854	0,14357657	-0,418769	-0,0030117							0,624581
Muži	160,49075	0,370338	0,11630427	-0,888409							-0,07827	0,779049
Ženy	73,627034	0,203571	0,14382002	-0,417122							-0,00157	0,623258
Muži	183,739489	0,715248	-0,0912489	-1,159711			-0,305943	0,381105305	0	-0,161985		0,865807
Ženy	88,0130421	0,208532	0,13629669	-0,489665			0,0264525	0,03606053	0	-0,040972		0,680297

Tabulka 15 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro FFM. Parametry jsou popsány v tabulce 7, ZWB je impedance celého těla dle rovnice [9], param – výška na druhou lomeno impedance při 50 kHz

Skupina	Konstanta	Weight	Age	Height	ZWB50	Gender	RH50	LH50	RF50	LF50	Param	Korelace
Celá	107,796685	-69,788	0,5678439	-0,12488	0,510101	0,0042	-1,06239					0,938084
Celá	-84,86779	0,51341	-0,08381	0,595198		-1,9863	-0,00776	-0,050802	0	0,046036		0,945602
Celá	-71,04857	0,55239	-0,113597	0,514868	0,0056159							0,937245
Celá	103,01957	0,26655			-0,099529	0,44785					-0,8445	-0,343
Muži	-1,03E+02	0,53196	-2,06E-01	7,28E-01	1,71E-03							0,927934
Ženy	-41,62381	0,66125	-0,118148	0,313472	0,0016438							0,959245
Muži	-1,27E+02	0,29029	-3,89E-02	9,05E-01			1,98E-01	-2,49E-01	0	1,10E-01		0,952126
Ženy	-49,57091	0,66043	-0,115571	0,359597			-0,01509	-0,028836	0	0,02101		0,963953

Tabulka 16 – Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro TBW. Parametry jsou popsány v tabulce 7, ZWB je impedance celého těla dle rovnice [9], param – výška na druhou lomeno impedance při 50 kHz

Skupina	Konstanta	Weight	Age	Height	ZWB50	Gender	RH50	LH50	RF50	LF50	Param	Korelace
Celá	-42,918715	0,421294	-0,1330672	0,3274029	0,00260546	-0,53266						0,91972
Celá	-54,856954	0,38081	-0,1037009	0,3964845		-1,3267	-0,009753	-0,0384474	0	0,0317611		0,929526
Celá	-43,550585	0,413547	-0,1274116	0,3297932	0,00331778							0,919297
Celá	93,4976524	0,199352	0,14226945		-0,0897101	0,887563					-0,76049	-0,28283
Muži	-68,98842	0,401387	-0,2100172	0,5004873	0,00052921							0,913975
Ženy	-20,51041	0,489817	-0,1225459	0,1727533	0,0005012							0,942079
Muži	-86,972636	0,215894	-0,0835449	0,6340216			0,1657557	-0,1991241	0	0,0869276		0,942651
Ženy	-27,200293	0,492422	-0,1251763	0,2134318			-0,017537	-0,0187766	0	0,0112406		0,949539

Tabulka 17 - Výsledky regrese při tvorbě rovnice pro procentuální TBW. Parametry jsou popsány v tabulce 7, ZWB je impedance celého těla dle rovnice [9], param – výška na druhou lomeno impedance při 50 kHz

Skupina	Konstanta	Weight	Age	Height	ZWB50	Gender	RH50	LH50	RF50	LF50	Param	Korelace
Celá	2,36680509	-0,19037	-0,1525513	0,4052067	0,00621176	-0,72986						0,610878
Celá	-13,887745	-0,26427	-0,0934758	0,4985944		-1,79795	0,0164224	-0,0834739	0	0,0580359		0,677378
Celá	1,50100074	-0,20098	-0,1448019	0,4084819	0,0071878							0,608216
Celá	13,2286636	-0,11625	-0,1658061		0,05724327	-0,63598					0,463262	0,253191
Muži	-30,125537	-0,20151	-0,1923659	0,5963909	0,00649207							0,696164
Ženy	28,3855187	-0,13338	-0,1549123	0,2440805	0,00184518							0,577072
Muži	-57,190793	-0,52001	0,01488533	0,8224771			0,3176102	-0,3681620	0	0,1323001		0,845043
Ženy	17,5128609	-0,13658	-0,1523238	0,3064324			-0,026399	-0,0268604	0	0,0302708		0,649748

Výsledkem regresní analýzy jsou 4 empirické rovnice pro parametry procentuální FM, FFM v kilogramech, procentuální TBW a TBW v kilogramech. Korelace hodnot vypočítaných pomocí našich rovnic a hodnot změřených a vypočítaných analyzátořem vždy měla nejvyšší koeficient pro nejsložitější rovnici, která využívala pacientská data a impedanci všech končetin při frekvenci 50 kHz, tudíž všechny rovnice využívají stejné parametry.

Rovnice pro procentuální FM vypadá následovně:

$$FM\% = 0,3902 * weight + 0,06 * age - 0,7554 * height - 1,9863 * gender - 0,0049 * RH_{50} + 0,0853 * LH_{50} - 0,0763 * LF_{50} + 128,9957$$

[10]

Její parametry jsou shrnuty v tabulce níže.

Tabulka 18 – Důležité hodnoty rovnice pro procentuální FM. RMSE – root mean square error, SEE – standard error of estimate

Korelace	RMSE	SEE
0,730064	0,4198	5,804

Vysoká standardní odchylka je přibližně dvakrát vyšší, než je v uvedených rovnicích, ale lze ji snížit výpočtem regrese z velikého vzorku. Veliké korelace s hodnotami FM% vykazovaly i rovnice využívající stejné parametry kromě parametru gender, analyzované pro muže a pro ženy zvláště, u mužů byla korelace predikovaných výsledků vyšší než 85%. Při úvaze frekvence 500 kHz v segmentu levé nohy, která při korelaci vyšla jako nejvíce korelující frekvence pro FM%, není zřetelný významný nárůst korelace vypočítaných hodnot.

Rovnice pro FFM vypadá následovně:

$$FFM = 0,51341 * weight - 0,08381 * age - 0,595198 * height + 2,2757 * gender - 0,00776 * RH_{50} - 0,050802 * LH_{50} + 0,046036 * LF_{50} - 84,86779$$

[11]

Její parametry jsou shrnuty v tabulce níže.

Tabulka 19 - Důležité hodnoty rovnice pro FFM. RMSE – root mean square error, SEE – standard error of estimate

Korelace	RMSE	SEE
0,945602	0,8685	4,521

U FFM vysoce korelují vypočítané hodnoty ze všech rovnic. Zkusili jsme vypočítat hodnoty dle rovnice uvedené v tabulce 3.

Ta naproti tomu vykazuje extrémně nízkou korelaci. To lze vysvětlit například nepřesným popisem parametrů rovnice a tudíž nevhodným dosazením, či nedostatečným popisem – v literatuře je v diskuzi o BI často zaměňována impedance a samotná rezistence, která se měří častěji a pro základní aplikace stačí. Nejlépe znovu korelují hodnoty z rovnic navrhnutých zvlášť pro muže a pro ženy.

Rovnice pro TBW vypadá následovně:

$$TBW = 0,38081 * weight - 0,1037009 * age + 0,3964845 * height - 1,3267 * gender - 0,009753 * RH_{50} - 0,0384474 * LH_{50} + 0,0317611 * LF_{50} - 54,856954$$

[12]

Její parametry jsou shrnuty v tabulce níže.

Tabulka 20 - Důležité hodnoty rovnice pro TBW. RMSE – root mean square error, SEE – standard error of estimate

Korelace	RMSE	SEE
0,929526	0,864	3,653

Stejně jako u FFM, vysoké korelace lze nalézt ve všech výsledcích, nejvyšší znovu u samostatně vypočítaných hodnot pro muže a ženy.

Rovnice pro TBW% vypadá následovně:

$$TBW\% = -0,26427 * weight - 0,0934758 * age + 0,4985944 * height - 1,79795 * gender + 0,0164224 * RH_{50} - 0,0834739 * LH_{50} + 0,0580359 * LF_{50} - 13,887745$$

[13]

Její parametry jsou shrnuty v tabulce níže.

Tabulka 21 - - Důležité hodnoty rovnice pro procentuální TBW. RMSE – root mean square error, SEE – standard error of estimate

Korelace	RMSE	SEE
0,677378	0,4588	4,891

Lze si všimnout, že rovnice pro procentuální TBW z hlediska korelací chová velmi podobně jako rovnice pro procentuální FM. Hodnoty RMSE a SEE se pohybovaly na přibližně stejné úrovni u všech rovnic, pro RMSE to bylo stále okolo 0,5, u SEE stále okolo 5.

4.5 Diskuze

Pracovali jsme s dvěma datovými soubory stejné populace, měřeními na kvalitativně srovnatelných analyzátoch dvou společností. Každý soubor čítal 42 záznamů o 27 parametrech. Data byla získána z české populace. Po provedení průzkumné analýzy vzorku, seřazení a třídění dat a otestování normality byla práce rozdělena do tří dalších částí.

V první z těchto tří částí jsme zjišťovali, do jaké míry si odpovídají zařazení pacientů do skupiny s podváhou, ideální váhou, nadváhou a obezitou u oficiálních hranic pro BMI a hranic dříve užívaných World health organization pro procentuální FM. BMI jako nepřesný ukazatel zdravotního stavu neodpovídal zařazení dle procenta FM, souhlasně bylo oběmi metodami zařazeno pouze přibližně 29% pacientů u jednoho analyzátoru, u druhého pouze přibližně 19% pacientů. Jako zcela odlišné přiřazení zdravotního stavu bylo uvažováno zařazení lišící se o dva a více stupňů. U prvního vzorku bylo takto zařazeno 26% pacientů, u druhého přibližně 21% pacientů. Ostatní pacienti nebyli zařazeni zcela přesně, ale jejich přiřazení se lišilo pouze o jeden stupeň, což není fatální chyba při diagnostice pacienta. Zajímavostí je, že BMI proti procentu tělesného tuku u žen zdravotní stav co do vážnosti nadhodnocovalo, u mužů podhodnocovalo.

BMI je dnes využíváno plošně k objektivnímu hodnocení zdravotního stavu zkoumané populace, avšak jako takové není zcela vyhovující. Z námi získaných výsledků je zřetelné, že zařazení dle BMI nemusí vždy odpovídat opravdovému zdravotnímu stavu pacienta. Chyba ale mohla vzniknout také na straně procenta tělesného tuku, jelikož jako hraniční byly uvažovány hodnoty, které se již delší dobu nepoužívají. Zarážející je, že hranice pro zdravotní stavy pro procentuální FM nejsou dnes exaktně určeny a také to, že WHO se této problematice dle zjištěných skutečností téměř nevěnuje, ačkoliv parametry složení lidského těla jsou dnes velmi podstatným diagnostickým nástrojem. Vzhledem k tomu, že procento tělesného tuku má při diagnostice o mnoho vyšší vypovídající hodnotu, než BMI, které pracuje pouze s poměrem váhy v kilogramech proti kvadrátu výšky v metrech a neuvažuje variabilitu lidského složení jako takového, nelze než doporučit bližší zkoumání vlivu procenta tělesného tuku na zdraví pacienta. Je ale nutné přesně určit hranice jednotlivých stavů, nejlépe v kombinaci s dalšími parametry, jedním z nich, ne však určujícím, může být právě zmíněné BMI.

Při průzkumu zmíněné problematiky jsme porovnali zkoumané vzorky z hlediska BMI s průměrem pro českou populaci z roku 2013 (13). Z výsledků je zřetelné, že ačkoliv má vzorek jisté odchylky, není zcela odchýlen od normálu české populace. Zmíněné odchylky mohou být způsobeny malým počtem pozorování ve vzorcích a tím pádem vychýlení. Chyba je však v řádu několika jednotek procent, což je opominutelné.

Ve druhé fázi jsme porovnávali oba soubory dat. Pacientská data z obou přístrojů jsme porovnali pro zjištění rozdílu přepočtů hodnot z impedance, ale i pro zjištění rozdílu při měření samotné impedance. K porovnání byl užit dvouvýběrový t-test na střední hodnotu s nulovou hypotézou, že se hodnoty parametrů neliší a hodnotou statistické signifikance 0,05. Tato analýza byla provedena, abychom v dalším kroku zpracování dat věděli, které parametry přístrojů můžeme považovat za shodné a v nadcházející regresní analýze uvažovat pouze hodnoty z jednoho přístroje. Bylo zjištěno, že z parametrů impedance nulovou hypotézu, tedy že se data neliší, nezamítáme pro parametr impedance všech segmentů při frekvenci 50 kHz a pro parametr impedance obou horních končetin pro frekvence 250 kHz a 500 kHz. Odlišnost ostatních parametrů impedance lze vysvětlit jinou přístrojovou technikou a jinou elektronikou jednotlivých analyzátorů či také pouze přibližně nastavenými frekvencemi měření BI. Při porovnání vypočítaných parametrů složení lidského těla bylo zjištěno, že téměř u všech parametrů je možné zamítnout nulovou hypotézu a nezamítnout alternativní hypotézu, tedy že se hodnoty parametrů obou přístrojů liší. Tento rozpor je pravděpodobně dán odlišnou metodou výpočtu parametrů složení lidského těla. Zásadním rozdílem je, že analyzátor Tanita MC 180MA využívá k přepočtu empirické rovnice, proto přepočet je populačně specifický, závislý na populačních datech, která se ale v různých populacích mohou lišit. Naproti tomu analyzátor InBody využívá metodu, která s populačními daty nepracuje vůbec. Z těchto důvodů jsou pravděpodobně vypočítané hodnoty parametrů složení lidského těla u obou přístrojů statisticky významně odlišné. Při korelaci hodnot jednotlivých parametrů z obou přístrojů však bylo zjištěno, že spolu stejné parametry vysoce korelují, korelační koeficient mnohdy překročil hodnotu 0,9. Při průzkumu vzájemné průměrné odchylky se odchylka pohybovala v jednotkách procent.

Poslední část jsme věnovali tvorbě vlastních predikčních empirických rovnic ze zkoumaných dat. S přihlédnutím k předchozím výsledkům jsme pracovali pouze se souborem dat z analyzátoru Tanita MC 180MA. Premisou bylo vytvořit jednoduchou rovnici ze základních parametrů z pacientských dat a z BI. Nejdříve byla provedena analýza pomocí korelace, ve které byly zjištěny korelace jednotlivých segmentů při jednotlivých frekvencích s hodnotami námi požadovaného parametru z analyzátoru. Pro všechny zkoumané parametry kromě procentuální FM vyšla jako nejlépe korelující impedance pravé ruky při frekvenci 50 kHz, pro procentuální FM to byla impedance levé nohy při frekvenci 500 kHz. Korelace s hodnotami vypočítaných parametrů však byly obecně nízké, pravděpodobně díky užití empirických rovnic pro přepočet parametrů z impedance. Lze tedy říci, že takový průzkum prováděný pomocí korelací nemusí být směrodatný a tudíž vhodný pro podobné aplikace. Pro tvorbu koeficientů rovnic jsme použili vícenásobnou lineární regresi. Z nově získaných rovnic jsme poté vypočítali požadované hodnoty a porovnávali jsme je s hodnotami změřenými analyzátořem. Rovnice jsme vytvářeli pro parametry procentuálního tělesného tuku, FFM, TBW a procentuální TBW a pro impedance při frekvenci 50 kHz. Frekvence byla zvolena z několika důvodů. Prvním z nich bylo, že tato frekvence je nejužívanější frekvencí v jednoduchých jednofrekvenčních analyzátořech. Druhým důvodem bylo, že jako jediná měla hodnoty impedance segmentů ve výše zmíněném testování shodné a posledním důvodem byla zmíněná analýza pomocí korelace. Využili jsme také zjištěné skutečnosti, že procentuální FM nejvíce koreluje s impedancí levé nohy při frekvenci 500 kHz a pro tento parametr jsme vytvořili další rovnice vytvořené pomocí hodnot na této frekvenci.

Vytvořili jsme několik typů rovnic, rozdělených dle parametrů využitých k regresi a v rovnicích. Typy rovnic byly pro všechny zkoumané parametry stejné. Pro všechny čtyři z nich poté s naměřenými hodnotami nejlépe korelovala rovnice, která pro výpočet využívala koeficienty váhy, věku, výšky, pohlaví a impedance všech čtyř končetinových segmentů při frekvenci 50 kHz. Rovnice pracující s impedancí při výše zmíněných 500 kHz nevykazovaly vyšší korelace než rovnice využívající impedanci při 50 kHz. Přesvědčili jsme se, že vytvořit rovnici na přepočtení impedance na parametr složení lidského těla není složité a že by pro méně náročné aplikace měly tyto rovnice zcela postačovat. Postup je možné využít při tvorbě rovnic pro specifickou populaci či pro jiné aplikace, jakými mohou být specifické přepočty v různých studiích, ale i při konstrukci vlastních analyzátorů. Zpětný přepočet pomocí regresní analýzy může také posloužit k reverznímu inženýrství při určování rovnic, které užívá analyzátor, jenž data měřil.

5 Závěr

Při analýze bioelektrické impedance se do pacienta aplikuje malý elektrický střídavý proud, který prostupuje tkání a měří se úbytek napětí. Naměřená impedance poté reflektuje poměr vodivých a nevodivých tkání. Dnes využívané analyzátoři mají přesnost určení složení lidského těla srovnatelnou se zlatými standardy, například s metodou DXA – dual energy x-ray absorptiometry. Pro svou jednoduchost je analýza bioelektrické impedance široce využívána, tudíž pokrok v této oblasti jde stále kupředu. Na výzkumech se ale podílejí především soukromé firmy, které si výsledky svých výzkumu pečlivě střeží. Dostatečně přesné rovnice je nicméně možné vytvořit i s nižším úsilím.

V první části práce byl podán dostatečně podrobný popis bioelektrické impedance, jejího fyzikálního i biologického podtextu, možností jejího využití a principu měření. Podrobněji byla popsána metoda analýzy bioelektrické impedance společně se způsoby měření bioelektrické impedance u této metody, práce s rovnicemi a přepočty na požadované hodnoty. Teoretický základ posloužil jako doplněk k druhé části práce.

V druhé části práce jsme pracovali s dvěma soubory stejné populace ze dvou analyzátorů, Tanita MC 180MA a InBody 720. U obou byla provedena průzkumná analýza a seřazení a setřídění dat. Oba vzorky obsahovali 42 pozorování o 27 parametrech, ve vzorku bylo 21 mužů a 21 žen.

Pro oba vzorky byla porovnána hodnota BMI s hodnotou procenta tělesného tuku. Dle těchto hodnot byly pacientům přiřazeny diagnózy a bylo porovnáno přiřazení diagnózy dle metody. Dále byl stav vzorku porovnán z hlediska BMI s aktuálním stavem české populace. Zařazení se významně odlišovala, což poukazuje na nevhodnost užívání BMI jako ukazatele zdravotního stavu pacienta u menších vzorků.

Data z obou souborů byla poté porovnána, abychom zjistili, do jaké míry se liší. Pro to posloužily statistické testy a korelace. Tento krok byl proveden, abychom měli dostatek informací pro krok další. Kromě některých parametrů bylo zjištěno, že data se neliší, což je důležité především u impedance při 50 kHz u všech segmentů, jelikož této informace bylo následně využito.

V poslední části byly z dat ze souboru analyzátoru Tanita MC 180MA vytvořeny empirické rovnice, které je možné dále využívat. Rovnice pracovaly s impedancí při 50 kHz a vykazovaly dostatečnou přesnost pro méně náročné aplikace.

Na základě výsledků druhé části je možné dále využít výsledky průzkumu datových souborů. Jelikož samotné získávání dat od pacientů je mnohdy nejtěžším úkolem, je výhodné mít zpracovaný, prozkoumaný a popsáný soubor dat, který je možné dále zpracovávat jinými způsoby. Je také možné doporučit podobný postup s jinými sadami dat. Případné nasazení vytvořených rovnic v praxi je třeba zvážit, případně otestovat rovnice v praxi, odladit jejich nedostatky. Postup jejich tvorby s pouze základními parametry a několika kroky však lze doporučit.

Bibliografie

1. **Netolická, Jana.** *Hodnocení bioimpedančních parametrů u pacientů s bronchogenním karcinomem.* Praha : UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE, 2012.
2. **Gallagher, D., a další.** Healthy percentage body fat ranges: an approach for developing guidelines based on body mass index 1,2,3. *Clinical nutrition.* 2000. Sv. 72, stránky 694-701.
3. **Kyle, Ursula G.** Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition.* 5 2004, stránky 1226-1243.
4. **Garrouste-Orgeas, M., a další.** Body mass index - An additional prognostic factor in ICU patients. *Intensiv Care Med.* 2004, Sv. 30, stránky 437-443.
5. **Foster, Kenneth R. a Lukaski, Henry C.** Whole body impedance - what does it measure? *Clinical nutrition.* 1996, stránky 388-396.
6. **Grimnes, Sverre a Martinsen, Orjan G.** *Bioimpedance and bioelectricity basics.* Oxford : Elsevier, 2000. ISBN 9780123740045.
7. **Gudivaka, R., a další.** Single- and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. *Clinical nutrition.* 1999, stránky 1087-1096.
8. **Medici, G., a další.** Accuracy of eight-polar bioelectrical impedance analysis for the assessment of total and appendicular body composition in peritoneal dialysis patients. *European journal of clinical nutrition.* 2005, Sv. 59, stránky 932-937.
9. Multi-Frequency body composition analyzer MC-180MA - instruction manual. místo neznámé : TANITA Corporation, 2005.
10. Directive 93/42/EEC - Council Directive concerning medical devices. *L169.* Brusel : European union, Art. 100a TEEC, 1993. stránky 1-43.
11. Directive 2009/23/EC - Non-automatic weighing instruments. *OJ L 122.* Brusel : European union, 2009.
12. IEC 60479-2-1987 - Effects of current passing through the human body - Part 2 - Special effects. místo neznámé : International electrotechnical comission, 1987.
13. Obezita 2013 - StemMark & VZP. místo neznámé : StemMark, 2013.
14. **S. Guang, C.R. French, G.R. Martin, B. Younghusband, R.C. Green, Y. Xie, M. Mathews, J.R. Barron, D. G. Fitzpatrick, W. Gulliver, H. Zhang.** Comparison of multifreucy bioelectrical impedance analysis with dual energy x-ray absorptiometry for assessment of percentage body fat in large, healty population. *The American journal of clinical nutrition.* 2005. Sv. 81, stránky 74-78.

15. **Kyle, Ursula G.** Bioelectrical impedance analysis-part II: utilization in clinical practice. *Clinical nutrition*. 6 2004, stránky 1430-1453.

16. **Gabriel, C., Gabriel, G. a Courthout, E.** The dielectric properties of biological tissues. *Physics in medicine and biology*. 1996, 41, stránky 2231-2249.

17. **E. Volgyi, F. A. Tylavsky, A. Lytikainen, H. Suominen, M. Alén, S. Cheng.** Assessing Body Composition With DXA and Bioimpedance: Effects of Obesity, Physical Activity, and Age. *Obesity - A research journal*. 2008. Sv. 16, stránky 700 - 705.

18. **W. M. de Fijter, C.W.H. de Fijter, P. L. Oe, P.M. ter Wee, A.J.M. Donker.** Assessment of total body water and lean body mass from anthropometry, Watson formula, creatinine kinetics, and body electrical impedance compared with antipyrine kinetics in peritoneal dialysis patients. *Nephrol dial transplant*. 1997. Sv. 12, stránky 151-156.

Seznam příloh

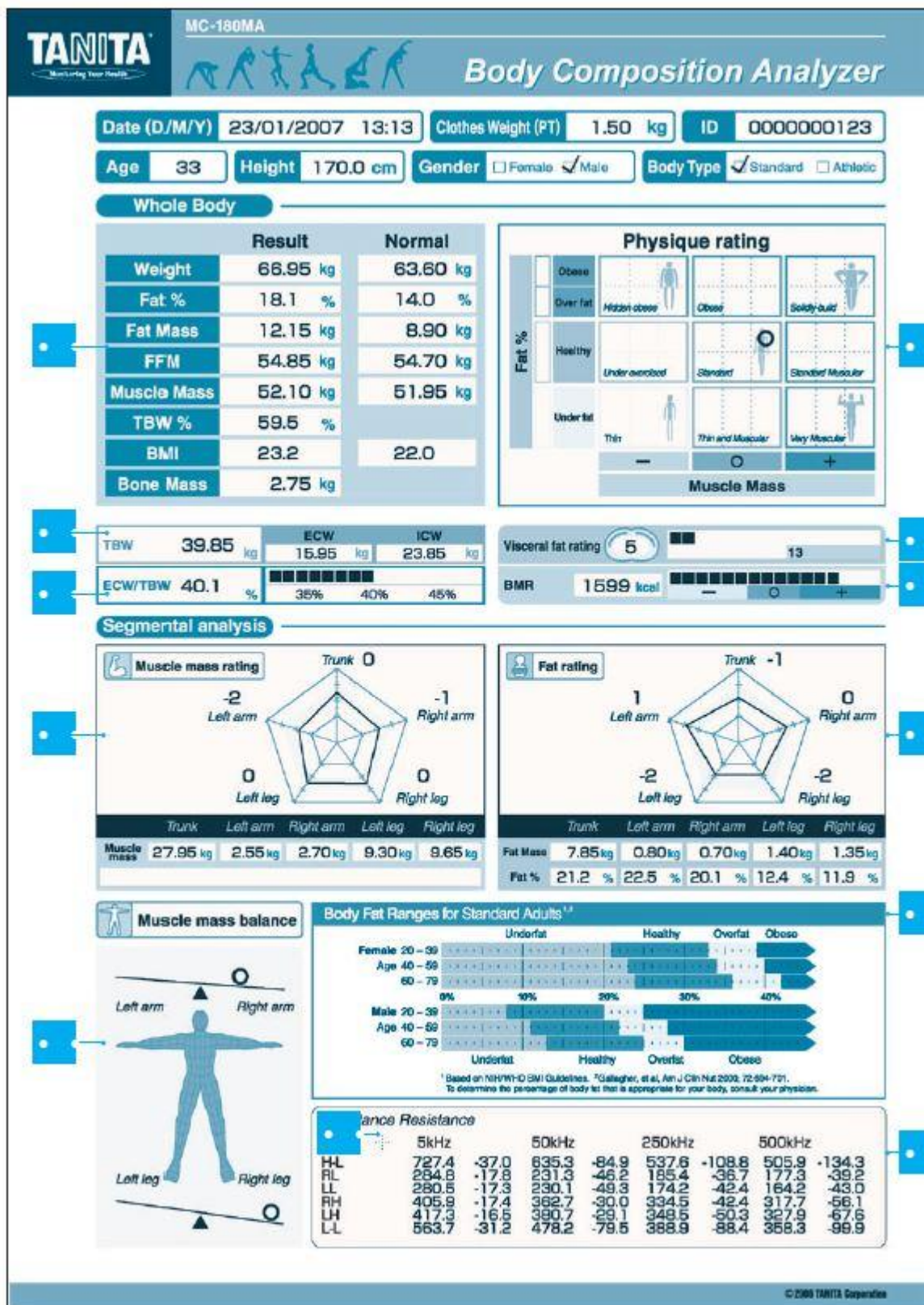
Příloha 1 – Výstup analyzátoru Tanita MC 180MA

Příloha 2 – Histogramy obou zkoumaných datových souborů

Příloha 3 – Výsledky korelací impedancí s vypočítanými parametry analyzátoru

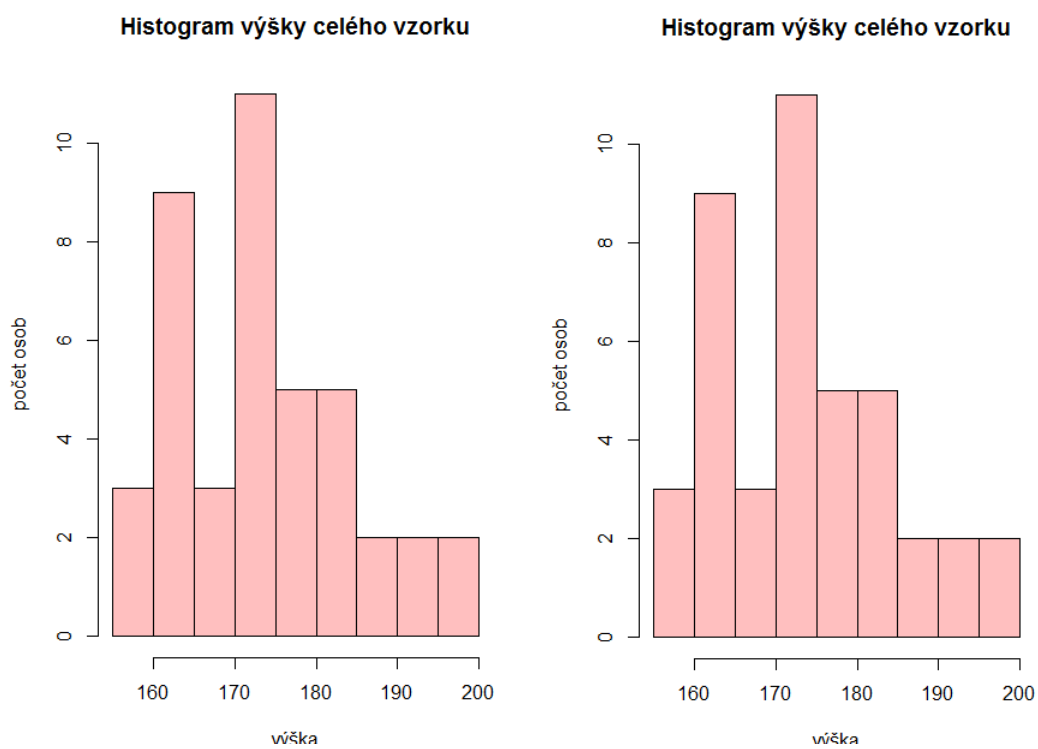
Příloha 4 – Obsah přiloženého CD

Příloha 1

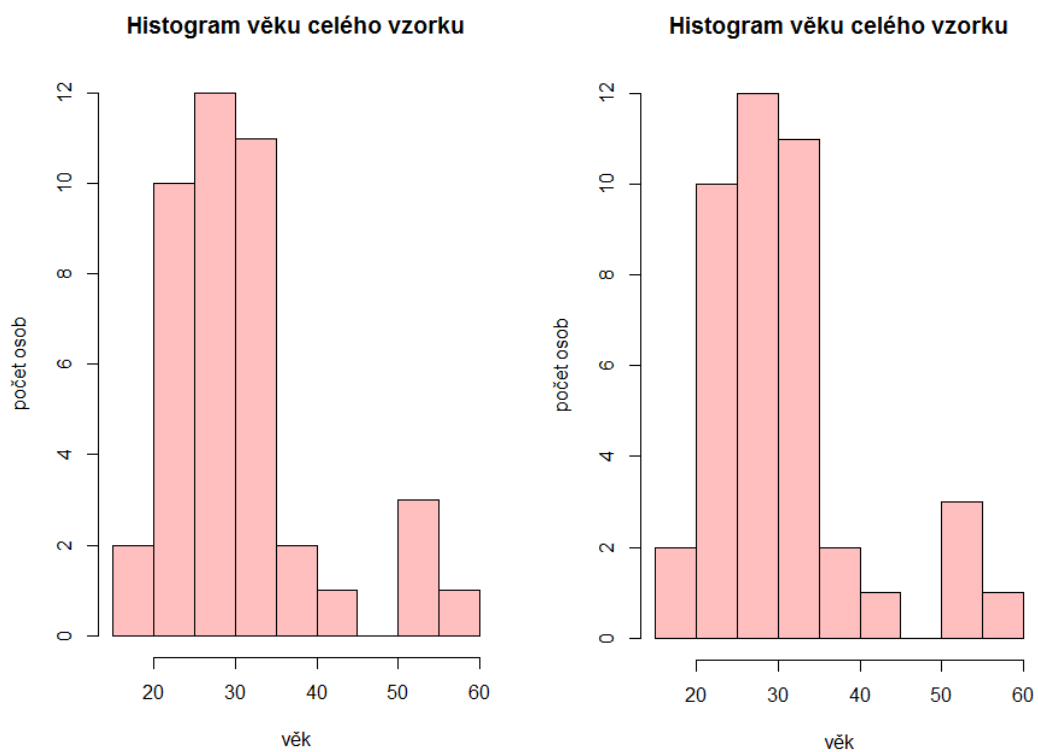


Výstup analyzátoru Tanita MC 180MA

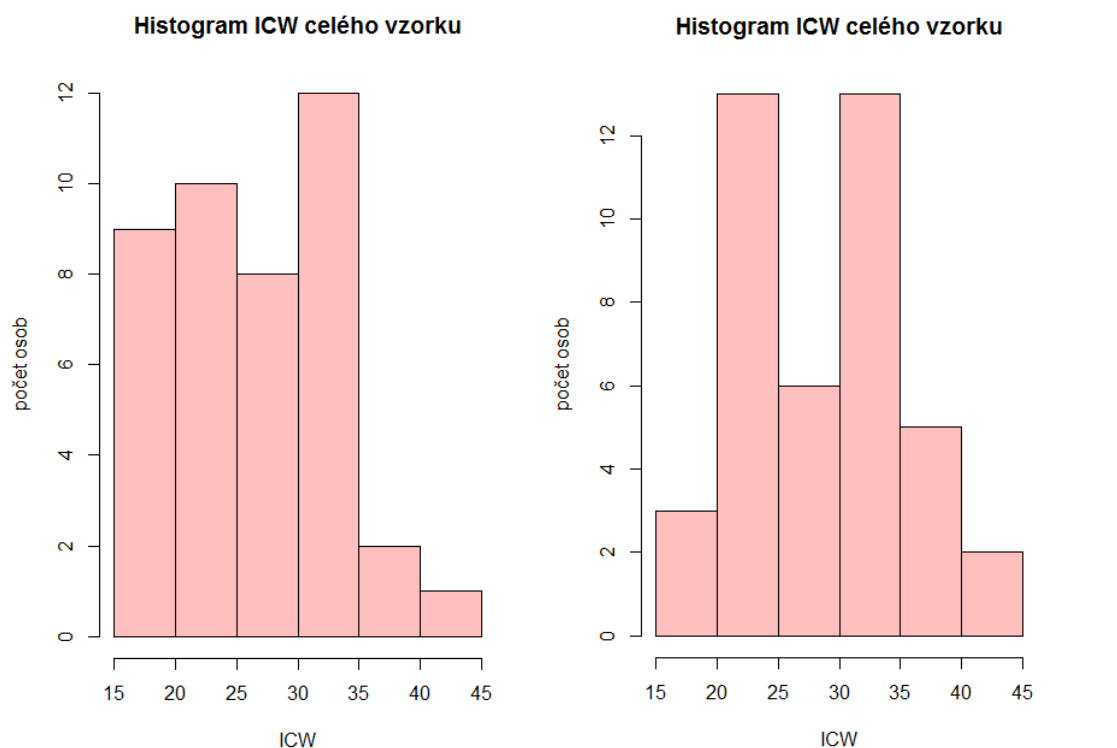
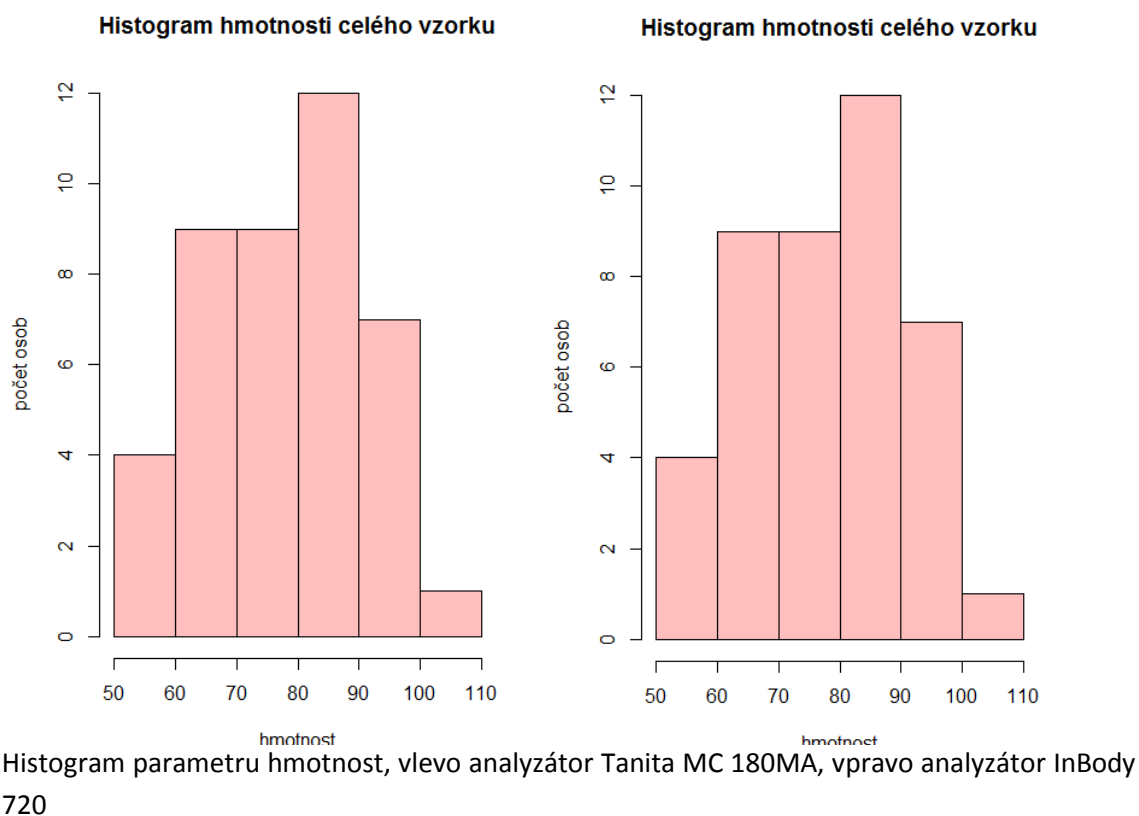
Příloha 2

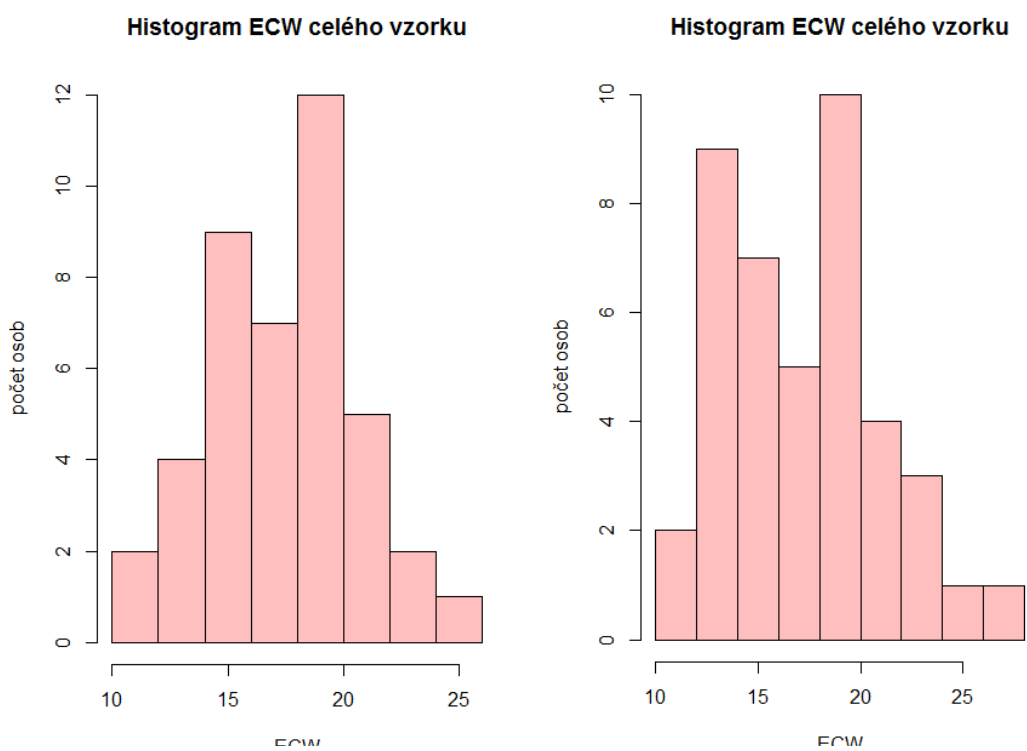


Histogram parametru výška, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720

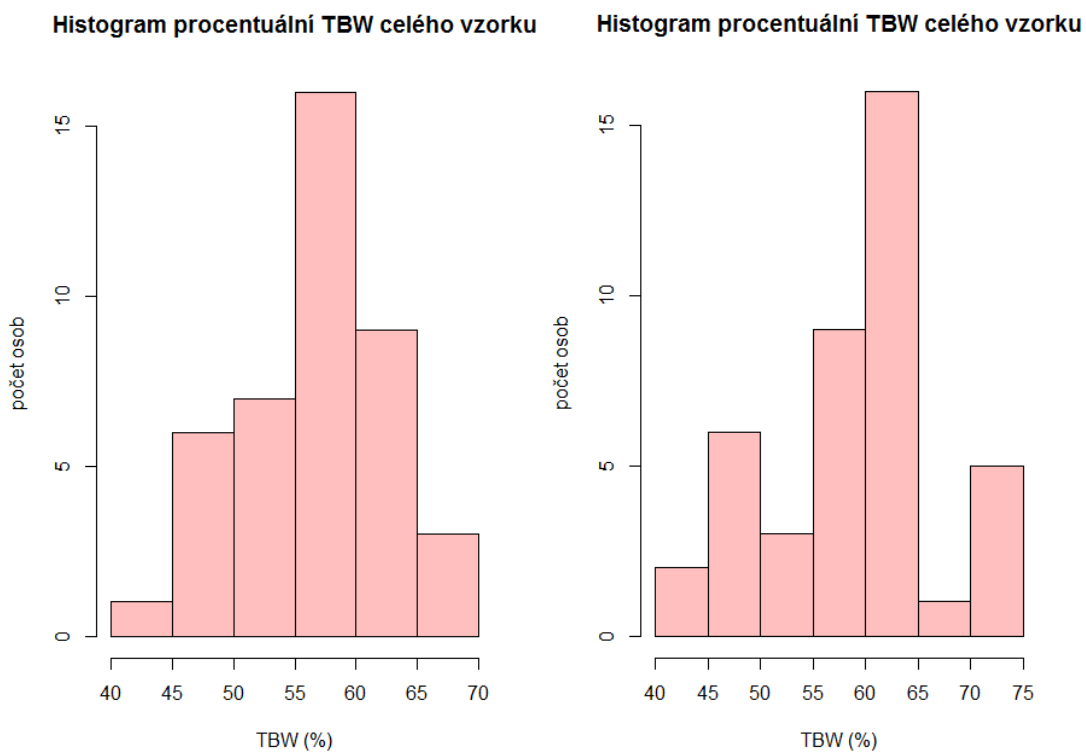


Histogram parametru věk, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720

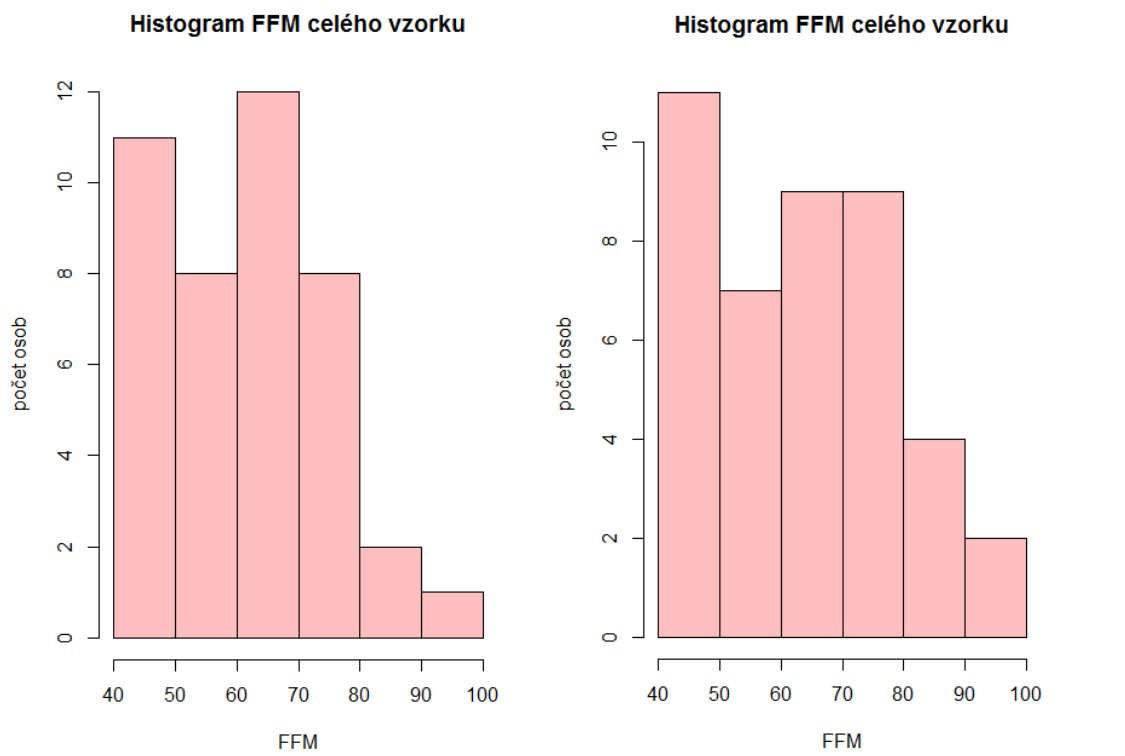
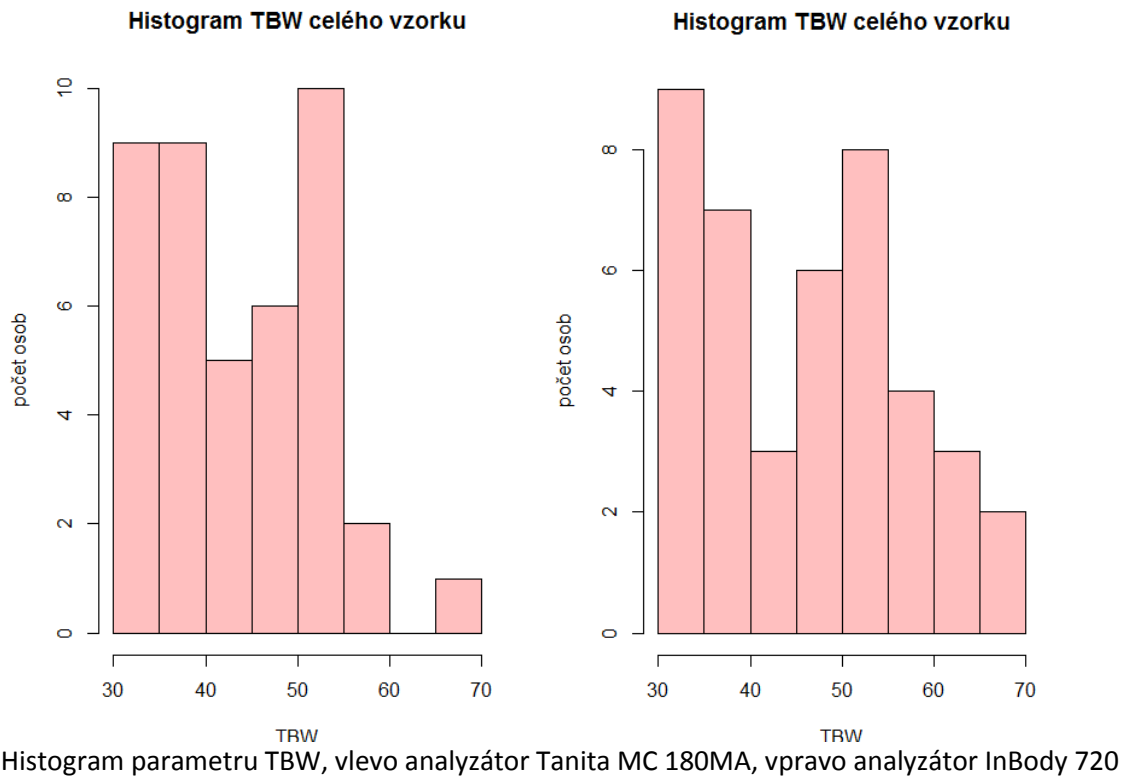




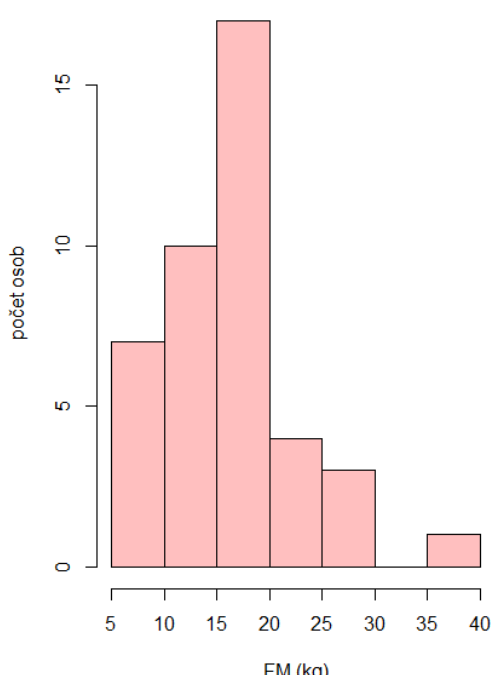
Histogram parametru ECW, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720



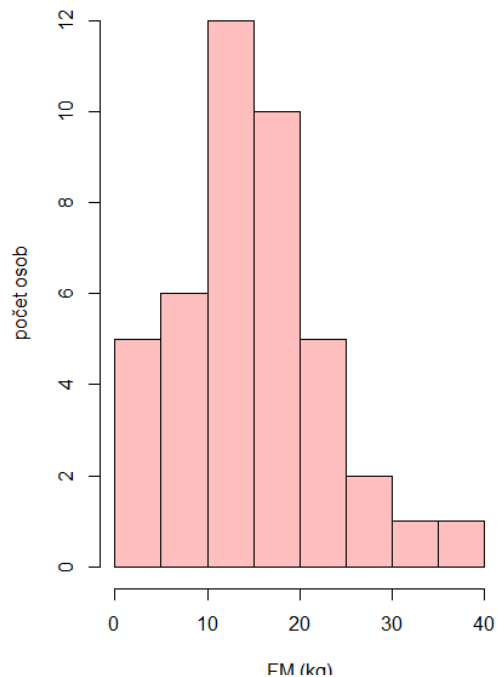
Histogram parametru %TBW, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720



Histogram FM v kilogramech celého vzorku

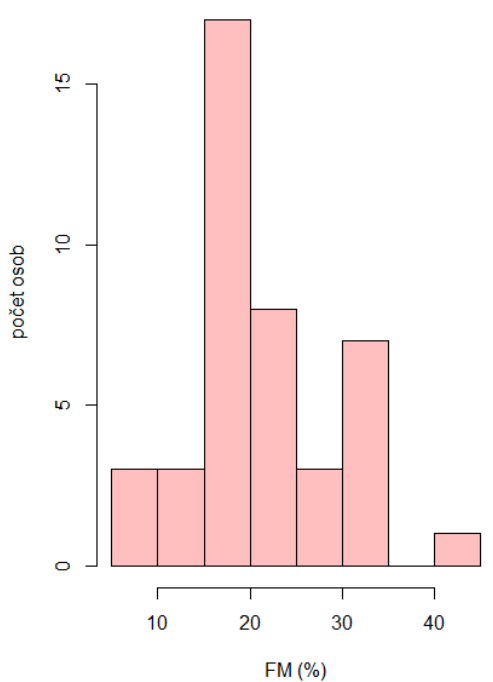


Histogram FM v kilogramech celého vzorku

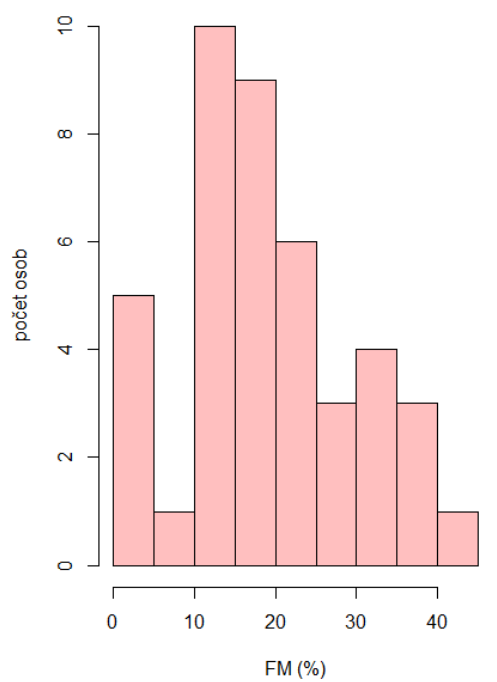


Histogram parametru FM, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720

Histogram procentuální FM celého vzorku



Histogram procentuální FM celého vzorku



Histogram parametru %FM, vlevo analyzátor Tanita MC 180MA, vpravo analyzátor InBody 720

Příloha 3

Výsledky korelací pro parametr %FM, zeleně označena nejlepší korelace, červeně nejhorší

Frekvence	Segment	Korelace
5	Pravá ruka	-0.1043018
	Levá ruka	-0.07726967
	Pravá noha	-0.03701264
	Levá noha	-0.1154152
	Celé tělo	-0.08387333
50	Pravá ruka	-0.1183399
	Levá ruka	-0.07803466
	Pravá noha	-0.02655065
	Levá noha	-0.1501281
250	Celé tělo	-0.09789563
	Pravá ruka	-0.1152546
	Levá ruka	-0.09075166
	Pravá noha	-0.08801256
	Levá noha	-0.1569273
500	Celé tělo	-0.1156413
	Pravá ruka	-0.1098696
	Levá ruka	-0.1045773
	Pravá noha	-0.08632681
	Levá noha	-0.1609146
	Celé tělo	-0.1134722

Výsledky korelací pro parametr FFM, zeleně označena nejlepší korelace, červeně nejhorší

Frekvence	Segment	Korelace
5	Pravá ruka	-0.004831904
	Levá ruka	-0.08061628
	Pravá noha	0.01588205
	Levá noha	0.04198173
	Celé tělo	0.003743321
50	Pravá ruka	0.02713237
	Levá ruka	-0.07153123
	Pravá noha	-0.1879313
	Levá noha	0.02231189
250	Celé tělo	-0.08498528
	Pravá ruka	0.07814913
	Levá ruka	-0.005531681
	Pravá noha	0.002222502
	Levá noha	0.01584217
500	Celé tělo	0.0555525
	Pravá ruka	0.1049013
	Levá ruka	0.0279543
	Pravá noha	0.0007490674
	Levá noha	0.02183652
	Celé tělo	0.07641594

Výsledky korelací pro parametr %TBW, zeleně označena nejlepší korelace, červeně nejhorší

Frekvence	Segment	Korelace
5	Pravá ruka	-0.02212522
	Levá ruka	-0.09539837
	Pravá noha	0.01688862
	Levá noha	0.03785527
	Celé tělo	-0.00711419
50	Pravá ruka	0.00755122
	Levá ruka	-0.09064548
	Pravá noha	-0.1700966
	Levá noha	0.01638878
250	Celé tělo	-0.0888816
	Pravá ruka	0.05971773
	Levá ruka	-0.02753661
	Pravá noha	0.001234319
500	Levá noha	0.008912576
	Celé tělo	0.04228255
	Pravá ruka	0.08875932
	Levá ruka	0.005037761
	Pravá noha	-0.000184915
	Levá noha	0.01432104
	Celé tělo	0.06432843

Příloha 4

Obsah přiloženého CD

- DP_Nejedlo_2014.pdf – Diplomová práce
- Data_Tanita.xlsx – Data a výpočty pro analyzátor Tanita MC 180MA
- Data_Inbody.xlsx – Data a výpočty pro analyzátor InBody 720
- DP.R – skript pro statistické zpracování v jazyce R