

UNIVERZITA KARLOVA

Fakulta tělesné výchovy a sportu

Katedra zdravotní tělesné výchovy a tělovýchovného lékařství

# **Komparace bioimpedančních metod měření tělesného složení u osob s míšní lézí**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**MUDr. Simona Majorová**

Vypracovala:

**Bc. Lenka Szmitková**

Konzultant diplomové práce:

**Mgr. Ivana Kinkorová, Ph.D.**

Praha, květen 2024

## **PROHLÁŠENÍ**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracoval/a samostatně a že jsem uvedl/a všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

podpis autorky

## **PODĚKOVÁNÍ**

Mé poděkování patří MUDr. Simoně Majorové za odborné vedení, ochotu a trpělivost, kterou mi věnovala v průběhu zpracování mé diplomové práce. Děkuji také Mgr. Evě Chaloupkové, Ph.D. za cenné rady a předané zkušenosti z řešené problematiky. V neposlední řadě bych ráda poděkovala panu Vítu Puškášovi za odborné konzultace z oblasti principů fungování bioimpedančních přístrojů.

## ABSTRAKT

**Název:** Komparace bioimpedančních metod měření tělesného složení u osob s míšní lézí

**Cíle:** Cílem diplomové práce bylo analyzovat a porovnat rozdíly v diagnostice celkové tělesné vody, tukuprosté hmoty a tělesného tuku mezi multifrekvenčními bioimpedančními přístroji InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 ve skupině osob s míšní lézí.

**Metody:** Výzkumu se zúčastnilo celkem 17 osob (8 žen a 9 mužů) ve věku od 28 do 64 let s diagnózou kompletní a nekompletní míšní léze. Tělesné složení probandů bylo měřeno multifrekvenčními bioimpedančními přístroji Bodystat Quadscan 4000 a InBody S10 v tomto pořadí s odstupem několika minut. Měření bylo realizováno vždy na stejném pracovišti za stejných podmínek.

**Výsledky:** V kompletním souboru byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi výslednými hodnotami celkové tělesné vody, tukuprosté hmoty a tělesného tuku z přístrojů InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000. Porovnáním výsledků tělesného složení v závislosti na pohlaví byly prokázány signifikantní rozdíly ve stanovení vybraných parametrů tělesného složení mezi přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 pouze v subsouboru mužů nikoli v subsouboru žen.

## KLÍČOVÁ SLOVA

Tělesná kompozice; poranění míchy; komponenty tělesného složení; parametry tělesného složení, tukuprostá hmota; tělesný tuk; celková tělesná voda

## **ABSTRACT**

**Title:** Comparison of Bioimpedance Methods for Measuring Body Composition in Individuals with Spinal Cord Injury

**Objectives:** The aim of the thesis was to analyze and compare the differences in the diagnosis of total body water, fat-free mass, and body fat between the multifrequency bioimpedance devices InBody S10 and Bodystat Quadscan 4000 in a group of people with spinal cord injury.

**Methods:** A total of 17 people (8 women and 9 men) aged 28 to 64 years with a diagnosis of complete and incomplete spinal cord injury participated in the research. The body composition of the subjects was measured using the multifrequency bioimpedance devices Bodystat Quadscan 4000 and InBody S10 in this order, with a few minutes interval. The measurements were always carried out at the same workplace under the same conditions.

**Results:** Significant differences were found in the complete set between the resulting values of total body water, fat-free mass, and body fat from the InBody S10 and Bodystat Quadscan 4000 devices. By comparing the results of body composition depending on gender, significant differences were demonstrated in the determination of selected body composition parameters between the InBody S10 and Bodystat Quadscan 4000 devices only in the male subgroup, but not in the female subgroup.

## **KEYWORDS**

Body composition; spinal cord injury; body composition components; body composition parameters; fat free mass; body fat; total body water

# OBSAH

1	Úvod.....	11
2	Teoretická východiska .....	12
2.1	Tělesné složení .....	12
2.1.1	Faktory ovlivňující tělesné složení .....	12
2.2	Modely tělesného složení .....	13
2.2.1	Anatomický model .....	13
2.2.2	Chemický model.....	13
2.2.3	Pětiúrovňový model.....	13
2.3	Tělesný tuk .....	17
2.4	Celková tělesná voda.....	18
2.5	Tukuprostá hmota.....	20
2.5.1	Svalová tkáň .....	21
2.5.2	Kostní tkáň.....	22
2.6	Míšň léze .....	22
2.6.1	Epidemiologie míšň léze .....	22
2.6.2	Etiologie vzniku míšň léze .....	23
2.6.3	Klinický obraz míšň léze .....	24
2.6.4	Klasifikace dle transverzálního rozsahu míšň léze.....	25
2.6.5	Klasifikace dle neurologické úrovně míšň léze.....	26
2.7	Komplikace spojené s míšň lézí .....	27
2.7.1	Kardiovaskulární poruchy .....	27
2.7.2	Autonomní dysreflexie .....	28
2.7.3	Porucha termoregulace .....	28
2.7.4	Spasticita.....	28
2.7.5	Kožní komplikace.....	29
2.8	Změny v tělesném složení po poranění míchy .....	29
2.8.1	Změny v poměru tělesného tuku a tukuprosté hmoty.....	29
2.8.2	Změny v kosterním svalstvu.....	30

2.8.3	Změny v kostní tkáni .....	30
2.8.4	Změny v hydrataci .....	31
2.9	Změny v metabolismu .....	31
2.10	Body mass index osob s míšňí lézí.....	31
2.11	Metody měření tělesného složení.....	32
2.11.1	Laboratorní metody .....	32
2.11.2	Terénní metody.....	33
2.12	Bioimpedanční analýza .....	33
2.12.1	Predikční rovnice.....	34
2.12.2	Impedance.....	34
2.12.3	Rezistance.....	35
2.12.4	Kapacitní reaktance .....	36
2.12.5	Fázový úhel .....	36
2.12.6	Závislost impedance na frekvenci střídavého proudu .....	37
2.13	Předpoklady bioelektrické impedanční analýzy.....	38
2.14	Segmentální bioimpedanční přístroje.....	40
2.15	Jednofrekvenční bioimpedanční přístroje .....	40
2.16	Multifrekvenční bioimpedanční přístroje.....	41
2.17	Limity bioimpedančních metod .....	41
3	Cíle a úkoly.....	43
3.1	Cíle .....	43
3.2	Úkoly práce .....	43
4	Výzkumné otázky .....	44
4.1	Výzkumná otázka 1 .....	44
4.2	Výzkumná otázka 2.....	44
5	Hypotézy .....	45
6	Metody.....	46

6.1	Design studie.....	46
6.2	Výzkumný soubor.....	46
6.3	Metody sběru a zpracování dat.....	48
6.3.1	Průběh měření tělesného složení.....	49
6.3.2	Průběh měření na Bodystat Quadscan 4000.....	50
6.3.3	Průběh měření na InBody S10.....	51
6.4	Vyhodnocení výsledků – analýza dat.....	53
7	Výsledky.....	55
7.1	Porovnání výsledků měření tělesného složení v celém souboru.....	56
7.2	Analýza vlivu vybraných faktorů na rozdíly v naměřených hodnotách TS.....	59
7.3	Porovnání výsledků měření tělesného složení v celém souboru.....	62
7.4	Porovnání výsledků měření tělesného složení v subsouboru mužů.....	66
8	Diskuze.....	70
9	Závěr.....	78
10	Seznam literatury.....	80
11	Přílohy.....	94



## SEZNAM ZKRATEK

BCM	buněčná hmota (body cell mass)
BIA	bioimpedanční analýza (bioelectrical impedance analysis)
BMI	index tělesné hmotnosti (body mass index)
BWT	celková tělesná hmotnost (body weight total)
CT	počítačová tomografie
DEXA	duální rentgenová absorpciometrie (dualenergy X-ray absorptiometry)
ECF	extracelulární tekutina (extracellular fluid)
ECM	extracelulární hmota (extracellular mass)
ECW	extracelulární voda (extracellular water)
FFM	tukuprostá hmota (fat free mass)
FM	tělesný tuk (fat mass)
ICF	intracelulární tekutina (intracellular fluid)
ICW	intracelulární voda (intracellular water)
Max	maximální hodnota
MF-BIA	multifrekvenční bioimpedanční analýza
Min	minimální hodnota
ML	míšní léze
MRI	magnetická rezonance
SD	směrodatná odchylka
SF-BIA	jednofrekvenční bioimpedanční analýza
TBF	celkové tělesné tekutiny (total body fluid)
TBW	celková tělesná voda (total body water)
TS	tělesné složení

MF      vícefrekvenční (multifrequency)

# 1 ÚVOD

Diplomová práce se zabývá komparací bioimpedančních metod měření tělesného složení u osob s míšní lézí.

Za zlatý standard měření tělesného složení je považována metoda duální rentgenové absorpciometrie (DEXA), která je však poměrně nákladná a náročná na technické vybavení. Řada pracovišť poskytující nutriční intervenci a poradenství v oblasti zdravého životního stylu se tedy uchyluje spíše k levnějším a jednodušším metodám měření tělesného složení, které umožňují pozorovat změny tělesné kompozice v průběhu času. V současné době jsou proto hojně využívány právě bioimpedanční přístroje, které jsou při měření zdravé populace považovány za poměrně přesné (Malá et al., 2014).

Osoby s míšní lézí jsou však specifickou skupinou, která vykazuje značné změny v tělesném složení oproti zdravé populaci (Gorgey et al., 2014; Singh et al., 2014; Spungen et al., 2003). Ty mohou přesnost bioimpedančních přístrojů snížit a způsobit značnou variabilitu ve výsledcích mezi jednotlivými bioimpedančními analyzátory. Portfolio bioimpedančních analyzátorů se navíc stále rozrůstá. Jednotlivé přístroje se liší použitými frekvencemi, počtem elektrod, dráhou průtoku elektrického proudu tělem nebo predikčními rovnicemi pro odhad jednotlivých parametrů tělesného složení. Predikční rovnice obsažené v softwaru přístroje jsou know-how každého výrobce a neznáme tedy jejich přesné znění ani populaci, na základě jejichž měření byly odvozeny (Bunc, 2007). Současně také není známa přijatelná míra variability výsledků z jednotlivých přístrojů ve vztahu k referenční metodě DEXA. Jediným způsobem, jak zjistit rozdíly mezi odhady tělesného složení jednotlivých přístrojů je tedy provést měření na konkrétní sledované populaci v reálných podmínkách. V ideálním případě je žádoucí také ověřit platnost těchto výsledků ve vztahu k referenční metodě.

Výzkum se zaměřuje na porovnání výsledných hodnot tělesného složení získaných měřením bioimpedančními přístroji InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 na vzorku populace osob s míšní lézí. Uvedené přístroje jsou běžně využívány ke stanovení tělesného složení osob s míšní lézí v nutriční ambulanci III. Interní kliniky VFN v Praze a na úseku pohybové terapie v centru Paraple, o.p.s, jimiž byl dán podnět k vytvoření této práce.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA

### 2.1 Tělesné složení

Studium tělesného složení (TS) je podoborem biologie člověka, který se zabývá třemi základními oblastmi zkoumání:

- úrovně TS a jejich organizační pravidla (relativně konstantní vztahy mezi komponentami TS, vzájemnými vztahy mezi komponentami a jejich měřitelnými vlastnostmi),
- metody měření komponent (parametrů) TS,
- faktory, které ovlivňují komponenty TS (změny v tělesném složení související s věkem, hormonálními změnami, fyzickou aktivitou, nemocemi či užíváním léků) (Malá et al., 2014; Wang et al., 1992).

TS je důležitým ukazatelem nutričního stavu, zdraví, motorické výkonnosti a fyzické zdatnosti jedince (Kutáč, 2009). Z pohledu fyziologie zátěže jsou tak určité parametry TS předpokladem pro sportovní výkon. Poměr komponent TS má vliv na výdej energie a spotřebu kyslíku při fyzické aktivitě. Častým limitujícím faktorem fyzické výkonnosti je vysoké procento tělesného tuku (FM) (Malá et al., 2023). Sledování změn v TS může mít velký význam při hodnocení a predikci zdravotního stavu a sledování efektu redukčních a tréninkových programů (Kutáč, 2009). Musíme však mít na paměti, že doporučené hodnoty zastoupení tělesných komponent na celkové tělesné hmotnosti (BWT) jsou pouze orientační, jelikož vždy záleží na použité metodě měření, podmínkách měření a vzorku populace, pro kterou jsou určeny. V doporučeních se z tohoto důvodu často rozcházejí i jednotlivé literární zdroje a odborné studie (Riegerová et al., 2006).

#### 2.1.1 Faktory ovlivňující tělesné složení

Zastoupení jednotlivých komponent se liší dle pohlaví, věku, fáze růstu a vývoje. Další závislé proměnné jsou socioekonomická situace či etnické a geografické faktory (Liang et al., 2018). Do určité míry je TS dáno geneticky, z velké části jej však lze formovat životním stylem, především složením stravy a množstvím pohybové aktivity. Nejlépe ovlivnitelnou složkou je tělesný tuk (Kutáč, 2009; Malá, 2014).

## 2.2 Modely tělesného složení

Lidské tělo je tvořeno komponentami TS, jejichž součet udává BWT. Při analýze TS zkoumáme vzájemný poměr a hmotnost jednotlivých komponent, přičemž vycházíme právě z celkové tělesné hmotnosti jedince (Kutáč, 2009). Různé kombinace těchto komponent se označují jako modely TS, z nichž každý reprezentuje jiný úhel pohledu na lidské tělo (Malá et al., 2014).

### 2.2.1 Anatomický model

Z anatomického hlediska je tělo tvořeno svalstvem, tukovou tkání, vnitřními orgány, kostní a ostatní tkání (Malá et al., 2023). Je vhodný pro výzkum zabývající se vlastním tělesným složením (Kutáč, 2013).

### 2.2.2 Chemický model

Dle chemického modelu jsou jednotlivými tělesnými komponentami tuk, sacharidy, bílkoviny, voda a minerály (Malá et al., 2023). Využíván se především pokud je předmětem zkoumání problematika energetických zásob (Kutáč, 2013).

### 2.2.3 Pětiúrovňový model

Dle pětiúrovňového modelu lze na tělo nahlížet jako na pět vzájemně propojených úrovní: atomovou, molekulární, buněčnou, tkáňově-orgánovou a celotělovou, které dohromady poskytují formální strukturu pro vývoj metod měření TS uvedených v tabulce 1 (Heymsfield et al., 2005).

Základní principy pětiúrovňového modelu:

- s každou vyšší úrovní se zvyšuje i složitost komponent, kterými je tvořena, přičemž platí že, komponenty vyšších úrovní jsou složeny z komponent úrovní nižších,
- mezi komponentami a jejich vlastnostmi nebo komponentami různé nebo stejné úrovně existují relativně konstantní vztahy. Pokud tedy změříme některou komponentu nebo její vlastnost, můžeme na základě ustálených vztahů odhadnout komponentu jinou (nezměřenou).

V praxi jsou tyto principy výchozí pro vývoj metod měření TS (Heymsfield et al., 2005).

**Tabulka 1** Metody měření TS na základě pětiúrovňového modelu

Úroveň	Princip	Metoda
Atomová	Tělo je tvořeno 6 základními prvky (C, H, O, N, P, Ca)	Neutronová aktivační analýza
Molekulární	Tělo se skládá z vody, proteinů, lipidů, sacharidů, kostních minerálů a měkké tkáně	Bioimpedance, DEXA
Buněčná	Tělo sestává z buněk a buněčné hmoty. Rozlišuje parametry jako ECW, ICW, extracelulární pevné látky (organické, anorganické), svaly, tukové buňky	Neutronová aktivační analýza, Izotopové diluční metody
Tkáňově-systémový	Kosti, svaly a tuková tkáň tvoří 75 % BWT. Lidské tělo je složeno z nervového, kožního, muskulo-skeletárního, kardiovaskulárního, vylučovacího, trávicího, dýchacího a reprodukčního systému.	MRI
Celotělová	Pozorování tělesné hmotnosti, tělesné výšky, BMI, výpočet FM a FFM z tloušťky kožních řas	Kaliperace, tělesné indexy

Vysvětlivky: BMI - body mass index, BWT – celková tělesná hmotnost, FFM - tukuprostá hmota, FM - tělesný tuk, ECW – extracelulární voda, ICW – intracelulární voda.

(Malá et al., 2023)

### ***Atomový model***

Atomový model vychází z předpokladu, že základní stavební jednotkou těla jsou prvky tvořené atomy. Více než 98 % BWT je tvořeno kyslíkem, uhlíkem, vodíkem, dusíkem, vápníkem a fosforem, přičemž kyslík zaujímá přibližně 60 % BWT. Zbývajícími 2 % je zastoupeno dalších 44 různých prvků (Wang et al., 1992; Kopecký et al., 2019).

BWT lze na atomové úrovni vyjádřit vztahem:

$$BWT = O + C + H + N + Ca + P + S + K + Na + Cl + Mg + R$$

kde R = prvky zastoupené < 0,2 % BWT (Heymsfield et al., 2005; Kopecký et al., 2019; Wang et al., 1992).

### ***Molekulární model***

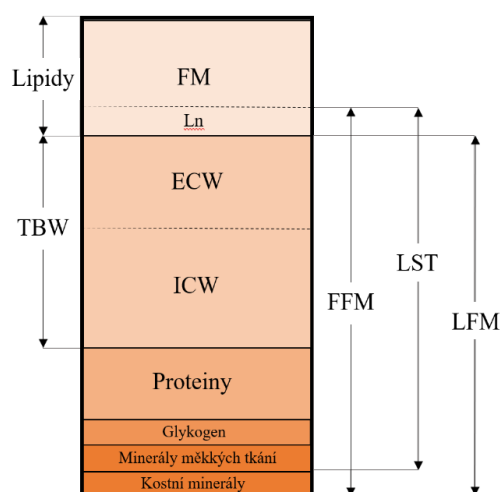
Dle molekulárního modelu (obrázek 1) je lidské tělo tvořeno více než 100 000 chemickými sloučeninami jedenácti hlavních prvků atomického modelu. Jelikož měření podílu každé jednotlivé sloučeniny na BWT není in vivo proveditelné a nepřinesl by žádné zásadní informace, jsou sloučeniny rozřazeny do kategorií dle příbuznosti (Wanget al., 1992; Kopecký

et al., 2019). Hlavními komponentami TS analyzovanými a monitorovanými na molekulární úrovni jsou:

$$BWT = voda + proteiny + lipidy + sacharidy (glykogen) + kostní minerály + minerály měkkých tkání$$

(Malá et al., 2023; Kopecký et al., 2019).

**Obrázek 1** Rozložení komponent na molekulární úrovni



Vysvětlivky: FFM – tukuprostá hmota, FM - tělesný tuk, ECW – extracelulární voda, ICW – intracelulární voda, LFM – tkáň bez lipidů, Ln – neesenciální lipidy, LST - štíhlá měká tkáň, TBW – celková tělesná voda.

(Wang et al., 1992; Kopecký et al., 2019)

### ***Buněčný model***

Z pohledu buněčného modelu je BWT tvořena kombinací metabolizujících (buňky) a nemetabolizujících složek:

$$BWT = buněčná hmota + extracelulární tekutina (ECF) a extracelulární pevné látky (ECS) organické a anorganické$$

(Wang et al., 1992; Kopecký et al., 2019).

Buněčná hmota (BCM) charakterizujeme jako část celkové buněčné hmoty, která obsahuje buněčnou hmotu netukových buněk včetně protoplazmy tukových buněk. Zahrnuje tedy metabolicky aktivní část buněk bez zásobního tuku, který tvoří 85-90% hmotnosti tukové

buňky (Wang et al., 1992). Riegerová et al. (2006) vysvětluje BCM jako veškeré buňky podílející se na svalové práci, tedy buňky schopné spotřebovávat kyslík a oxidovat sacharidy. Procento buněčné hmoty v tukuprosté hmotě (FFM) je ukazatelem výživového stavu a tělesné kondice jedince (Malá et al., 2023). Na základě buněčného modelu lze FFM vyjádřit vztahem:

$$FFM = BCM + \text{extracelulární hmota (ECM)}$$

Pro účely analýzy TS pomocí bioimpedance je vztah BCM a FFM vyjádřen jako:

$$BCM = FFM * \alpha * \text{konstanta}$$

kde  $\alpha$  = fázový úhel (Riegerová et al., 2006).

Poměr ECM a BCM (ECM/BCM) je ukazatelem kvality svalové hmoty. Čím více je BCM, a tedy nižší poměr ECM/BCM tím lepší má jedinec předpoklady pro svalovou práci (Bunc, 2007). Index ECM/BCM je využíván také pro odhalení podvýživy nebo nerovnováhy tekutin. Ideálně by se u dospělých jedinců měly hodnoty pohybovat mezi 0,85 a 1,00. Vyšší hodnota je známkou rozpadu BCM (katabolismus) nebo abnormálně zvýšené množství extracelulární vody (ECW) tedy edém (Talluri et al., 1999).

ECM obsahuje především proteiny (organické pevné látky) a minerály (anorganicképevné látky), které jsou součástí FFM. (Kutáč, 2013; Wang et al., 1992).

### ***Tkáňově systémový model***

Komponenty buněčného modelu jsou dle funkce organizovány do tkání:

$$BWT = \text{svalová tkáň} + \text{nervová tkáň} + \text{pojivá tkáň (tuková a kostní tkáň)} + \text{epitelová tkáň}$$

(Wang et al., 1992).

Pro vysokou náročnost měření většiny komponent in vivo je v praxi využívána rovnice:

$$BWT = \text{tuková tkáň} + \text{kosterní svalstvo} + \text{kosti} + \text{vnitřní orgány} + \text{krev} + \text{ostatní tkáň}$$

Nejdůležitějšími složkami jsou svalová, tuková a kostní tkáň, které dohromady tvoří 75 % BWT (Wang et al., 1992; Kopecký et al., 2019).



### *Celotělový model*

Dle celotělového modelu je lidské tělo rozděleno do segmentů:

$$BWT = hlava + trup + končetiny$$

Celotělový model je založen na antropometrických měřeních somatických parametrů (Kopecký et al., 2019). Zkoumá jednotlivé morfologické znaky lidského těla a jejich vztah ke komponentám TS na ostatních úrovních. Zabývá se celkovou tělesnou výškou, hmotností, objemem těla, šířkovými a obvodovými rozměry tělesných segmentů a jejich délkou (Wang et al., 1992).

### **2.3 Tělesný tuk**

Tuk slouží v organismu jako zásobárna energie, tepelná izolace, regulace hormonů a ochrana životně důležitých orgánů, přičemž určité minimální procento tuku je nezbytné pro normální fungování biologických procesů (Bienertová-Vašků, 2011).

Množství tukové tkáně není totožné jako množství tělesného tuku, jelikož tuk je v tukové tkáni zastoupen přibližně 80 % zbylých přibližně 20 % tvoří voda (Bienertová-Vašků, 2011; Heymsfield et al., 2005). Tuk se navíc vyskytuje i v jiných tkáních. Pro měření tělesného tuku je využívána DEXA, zatímco pro stanovení množství tukové tkáně je vhodné využít zobrazovací metody počítačová tomografie (CT), magnetická rezonance (MRI) (Heymsfield et al., 2005).

Dle distribuce rozlišujeme tukovou tkáň podkožní, která obsahuje zásobní (depotní) tuk sloužící jako záložní zdroj energie a tepelná izolace. Dále viscerální (vyplňuje prostory mezi orgány v břišní dutině), intersticiální (rozptýlené mezi buňkami a orgány) a tuková tkáň v kostní dřeni (Wang et al., 1992).

Tělesný tuk je nejvíce variabilní a současně nejvíce sledovanou komponentou TS. Můžeme jej poměrně snadno ovlivnit nejen množstvím pohybové aktivity ale i nastavením stravovacího režimu. Tělesný tuk je určitým ukazatelem celkového stavu organismu a v případě dlouhodobě vysokých nebo nízkých hodnot i významným prediktorem vzniku onemocnění. V důsledku inaktivity a nevyvážené stravy dochází k úbytku svalové a nárůstu tukové hmoty, což má za následek zhoršení tělesné zdatnosti a výkonnosti jedince (Kutáč, 2009; Riegerová et al., 2006).

Rozmezí zdravého množství tělesného tuku se liší s ohledem na pohlaví a věk jedince. S narůstajícím věkem se od puberty do období stáří (<55 let) u obou pohlaví zvyšuje i % FM. Ženy mají fyziologicky daný vyšší podíl tukové hmoty a méně svalové hmoty než muži (Malá et al., 2014). Kleinerová a Greenwood-Robinsonová (2015) uvádí jako optimální hodnotu FM 20-25 % pro ženy a 15-20 % pro muže obdobně jako Lohman (1992). Spodní hranicí obezity je dle WHO 35 % FM pro ženy a 25 % FM pro muže (Macek et al., 2020).

Abnormálně vysoké hodnoty tělesného tuku jsou častou příčinou řady zdravotních komplikací, z nichž nejčastější jsou metabolická a kardiovaskulární onemocnění (Kutáč, 2009). Macek et al. (2020) ve své studii stanovil horní hraniční hodnoty optimálního zastoupení tělesného tuku, vzhledem k nebezpečí rozvoje kardio-metabolických poruch na 25,8 % pro muže a 37,1 % pro ženy (Macek et al., 2020).

Určitá zdravotní rizika přinášejí také kriticky nízké hodnoty FM, které mohou způsobit poruchy základních fyziologických funkcí (Riegerová et al., 2006).

## **2.4 Celková tělesná voda**

Voda je nejvýznamnější a současně nejhojněji zastoupenou komponentou TS (Riegerová et al., 2006). Objem celkové tělesné vody (TBW), tedy součet veškerých tělesných tekutin v organismu, je závislý na pohlaví, věku, množství tělesného tuku a svalové hmoty (Nezbeda, 2018, Veselý, 2012).

Obsah vody v jednotlivých tělesných tkáních se liší. Právě odlišná hydratace tukové (20 %) a svalové (80 %) tkáně a jejich podíl na BWT způsobuje variabilitu hodnot TBW (od 75 % při narození po méně než 40 % u obézních dospělých) (Malina et al., 2004; Nezbeda, 2018). Nejvíce vody obsahují tělesné tekutiny a krev (91-99 %) naopak nejméně hydratovaná je kostní tkáň (22 %) (Riegerová et al., 2006).

Optimální množství TBW v těle se u zdravých dospělých žen pohybuje okolo 45-60 %, u mužů je to v průměru o 5 % více (Kleinerová & Greenwood-Robinsonová, 2015). Rozdíl je způsoben fyziologicky vyšším podílem tuku a nižším podílem svalové hmoty u žen. Z obdobného důvodu registrujeme nižší podíl TBW na BWT u obézních jedinců oproti jejich štíhlým vrstevníkům a jedincům s vyšším obsahem svalové hmoty (Nezbeda, 2018; Veselý, 2012). V průběhu procesu stárnutí ubývá FFM a přibývá FM, se zvyšujícím se věkem tedy

dochází k poklesu TBW (Veselý, 2012; Riegerová et al., 2006).

Dle buněčného modelu TS rozlišujeme tekutinu obsaženou v buňkách (intracelulární tekutina, ICF) a tekutinu, která se nachází vně buněk (extracelulární tekutina, ECF).

Dle Wanga et al. (1992) platí pro celkové tělesné tekutiny (TBF), intracelulární vody (ICW) a ECW na buněčné úrovni vztah:

$$TBF = ECF + ICW$$

$$ECF = ECW (94 \%) + \text{extracelulárními pevné látky (6 \%)}$$

$$ICF = ICW (73 \%) + \text{intracelulární pevné látky (27 \%)}$$

$$TBW = ECW + ICW$$

(Wanget al., 1992; Heymsfield et al., 2005).

#### 2.4.1.1.1 Intracelulární tekutina

ICW se nachází uvnitř buněk. ICW je od extracelulárního prostoru oddělena semipropustnou buněčnou membránou (Veselý, 2012; Kaňková, 2009).

#### 2.4.1.1.2 Extracelulární tekutina

ECW lze dále rozdělit do tří tekutinových kompartmentů. Největší podíl tvoří intersticiální tekutina (tkáňový mok), která vyplňuje prostor mezi buňkami a intravaskulární tekutina (plazma) proudící v cévách. Nejmenší podíl připadá na transcelulární tekutiny, které zahrnují veškeré zbývající tekutiny (sekrety žláz, tekutiny gastrointestinálního traktu či dýchací cesty) (Kaňková, 2009; Veselý, 2012).

ECW slouží především jako transportní médium pro přenos živin a kyslíku, výměnu plynů a odvádění odpadních produktů buněčného metabolismu (Wang et al, 2006). Dostatečné množství tekutin je nezbytné pro regulaci tělesné teploty, trávení, absorpci živin a správnou funkci ledvin (Kleinerová & Greenwood-Robinsonová, 2015).

ICW zaujímá přibližně 34 % TBW a zbylých 26 % tvoří mimobuněčná voda (ECW) (Wang et al., 1992). Poměr ECW a ICW během života není konstantní. Podíl ICW na TBW s narůstajícím věkem stoupá na úkor ECW. U žen může docházet ke krátkodobým změnám množství ECW v závislosti na kolísání hmotnosti v průběhu menstruačního cyklu. Dlouhodobé změny v poměru ECW a ICW však mohou být i příznakem onemocnění nebo nedostatečné

výživy (malnutrice) (Riegerová et al., 2006).

V případě dehydratace organismu může při měření bioimpedančními přístroji docházet k nadhodnocení tukové tkáně (Bienertová-Vašků, 2011).

## **2.5 Tukuprostá hmota**

Hlavní složkou FFM je svalstvo (60 %), zbývající hmotnost představují opěrné a pojivové tkáně (25 %) a vnitřními orgány (15 %) (Kutáč, 2013; Riegerová et al., 2006). Z chemického hlediska je FFM tvořena vodou, proteiny, kostními a nekostními minerály (Heymsfield et al., 2005).

Obsah proteinů v těle činí přibližně 15 % BWT (Wang et al., 1992). Proteiny jsou součástí buněčných membrán a poskytují strukturální oporu vnitřním orgánům a tkáním. Jsou proto nezbytné pro regeneraci a tvorbu nové tkáně (Kleinerová & Greenwood-Robinsonová, 2015; Peč, 2011). Nedostatek bílkovin v těle značí podvýživu jedince (Lišková, 2017).

Minerály zaujímají přibližně 5,3 % BWT a dělí se na kostní a nekostní. První typ zahrnuje více než 99 % celkového tělesného vápníku a tvoří až 68% hmotnosti kostní tkáně (Wang et al., 1992).

Množství FFM se v průběhu ontogenetického vývoje jedince mění. Složení FFM je závislé na věku, pohlaví, fyzické aktivitě a dalších endogenních a exogenních faktorech (Riegerová et al., 2006).

**Tabulka 2** TS referenčního člověka a předpokládané konstantní složení FFM

Komponenta	Podíl na FFM (%)	Podíl na BWT (%)
TBW	73,8	62,4
Proteiny	19,4	16,4
Minerály	6,8	5,9
Kostní minerály	1,2	1,1
Nekostní minerály	5,6	4,8
FFM	100	84,7
FM	-	15,3
Referenční lidské tělo	-	100

Vysvětlivky: BWT – celková tělesná hmotnost, FFM – tukuprostá hmota, FM - tělesný tuk, , TBW – celková tělesná voda.

(Heymsfield et al., 2005)

Poměr TBW ve FFM se u zdravých dospělých jedinců pohybuje mezi 67 % a 80 %, přičemž průměrná hodnota hydratace FFM byla stanovena na 73,2 % (Riegerová et al., 2006). Tento poměrně stabilní vztah umožňuje u zdravých jedinců s normální hmotností predikci FFM a současně FM ( $FM = BWT - FFM$ ) z naměřené hodnoty TBW na základě vzorce:

$$FFM (kg) = TBW (kg) * 0,732^{-1}$$

(Kutáč, 2013).

Hodnoty FFM vykazují vysokou pozitivní korelaci s hodnotami bazálního metabolismu. Na základě toho vztahu byly odvozeny predikční rovnice umožňující výpočet množství FFM z klidové (bazální) spotřeby kyslíku (Pařízková, 1962).

### 2.5.1 Svalová tkáň

V lidském těle rozlišujeme tři typy svalové tkáně: příčně pruhované svalstvo (kosterní svaly), srdeční svalovinu a hladkou svalovinu (orgány), která tvoří přibližně 10 % BWT. (Kutáč, 2013; Wang et al., 1992).

Nejhojněji zastoupeným typem je kosterní svalstvo, které u dospělých žen reprezentuje přibližně 30 % BWT, zatímco u mužů je to v průměru o 10 % více. K největšímu fyziologickému rozvoji a pohlavní diferenciaci kosterního svalstva dochází v období dospívání. V dospělosti je poměr kosterního svalstva relativně konstantní až do přibližně čtyřicátého roku

života muže a šedesátého roku ženy, kdy dochází k jeho postupnému ubývání (Riegerová et al., 2006).

Kosterní svalstvo je zprostředkovatelem pohybu lidského těla, je vůlí ovladatelné a lze jej rozvíjet. Základním předpokladem budování kosterní svalové hmoty je přiměřená pohybová aktivita silového charakteru a příjem dostatečného množství proteinů a sacharidů. (Kleinerová & Greenwood-Robinsonová, 2015).

### **2.5.2 Kostní tkáň**

Kost je specifickým typem pojivové tkáně, který se skládá především z kostních buněk, vláken a mezibuněčné hmoty. Mezibuněčná hmota je zvápenatělá a tvoří přibližně 65 % suché hmotnosti kosti. Právě díky bohatému obsahu vápníku je kostní tkáň velmi tvrdá a pevná (Wang et al., 1992).

Kostní hmota je reprezentovaná obsahem kostních minerálů, jejichž množství se v kostech mění v závislosti na věku a pohybové aktivitě jedince. Zvýšená koncentrace kostních minerálů je pozorována zejména u sportovců silových disciplín, naopak nižší hodnoty vykazují lidé se sedavým způsobem života. Obsah kostních minerálů v těle je ukazatelem kostní denzity, která vypovídá o kvalitě kostní tkáně (Riegerová et al., 2006). Snížený obsah kostních minerálů v těle indikuje nižší pevnost kostí a může být příčinou vzniku osteoporózy (Lišková, 2017).

## **2.6 Míšň léze**

Poškození míchy je souhrnné označení pro stavy, při kterých dochází k trvalým změnám motorického, senzitivního a autonomního nervového systému distálně od místa léze. Vede k vážným trvalým následkům psychického i fyzického rázu, které mohou negativně ovlivnit kvalitu života jedince. Díky rozsáhlé symptomatice a závažným trvalým následkům hovoříme o jednom z nejvíce devastujících získaných zdravotních postižení (Kolář, 2020; Angerová et al., 2017).

### **2.6.1 Epidemiologie míšň léze**

Dle statistik České společnosti pro míšň léze je v České republice každoročně evidováno přibližně 250 až 300 nových případů poranění míchy. V roce 2021 činil celkový počet pacientů hospitalizovaných na spinálních jednotkách 288 případů, přičemž přibližně v 1/3 se jednalo o

ženy. Z evidence jsou vynecháni pacienti s minimálním funkčním deficitem, dále pak pacienti bez rehabilitačního potenciálu nebo ti, kteří zemřeli na akutní obtíže. Průměrná incidence v ČR za rok 2021 činí 27,4 případů na 1 000 000 obyvatel (Kříž, 2019; Česká společnost pro míšní léze, n.d.).

### **2.6.2 Etiologie vzniku míšní léze**

Dle příčiny vzniku lze ML rozdělit na traumatické (úrazové) a netraumatické (neúrazové). V roce 2005 byly traumatické ML až 3x častější oproti lézím netraumatickým. Tento trend se však v průběhu let začal měnit a v roce 2021 převažovaly netraumatické příčiny dokonce o 8 % (Česká společnost pro míšní léze, n.d.).

#### ***Netraumatické míšní léze***

Do popředí pomyslného žebříčku etiologie netraumatických ML se v posledních letech dostaly degenerativní změny páteřních struktur se stenózou (zúžením) páteřního kanálu. Další poměrně hojně zastoupenou skupinou jsou zánětlivá onemocnění, zejména spondylodiscitidy, vzácněji myelitidy z infekčního nebo autoimunitního onemocnění. Rovněž evidujeme nádory míchy a cévní příčiny, při kterých hrozí rozvinutí ischemie (Česká společnost pro míšní léze, n.d.; Kříž, 2019).

Kříž (2019) uvádí, že klinický obraz se u jedinců s traumatickou a netraumatickou etiologií po odeznění akutních komplikací neliší. Z toho vyplývá, že jedincům s netraumatickou ML by měla být poskytnuta adekvátní rehabilitační intervence stejného rozsahu jako osobám s ML traumatického charakteru. Praxe je bohužel jiná a osobám s netraumatickou lézí se často nedostává adekvátní rehabilitační péče.

#### ***Traumatické míšní léze***

K traumatickým ML dochází nejčastěji při současných tříštivých nebo luxačních zlomeninách páteře (Ambler, 2011; Šámal et al., 2017). Menší neurologický deficit mají zpravidla ML jejichž vznik neprovázelo poranění páteře. Stává se tak v případě, že u pacienta byl již před úrazem geneticky nebo vlivem degenerativních změn zúžený páteřní kanál. V místě zúžení je pak větší pravděpodobnost vzniku poranění při pohybech daného segmentu páteře do krajních poloh (Šámal et al., 2017).

Dle České společnosti pro míšní léze (n.d.) jsou nejčastějšími příčinami traumatických

ML pády, autonehody a sportovní úrazy (lyžování, cyklistika). Samostatnou skupinu tvoří úrazy způsobené nárazem hlavy do dna při skoku do vody, pro které je charakteristické poranění krční míchy (Angerová et al., 2017, Česká společnost pro míšní léze, n.d.). Nejvíce zastoupenou skupinou jsou zde lidé v produktivním věku (častěji muži) na rozdíl od příčin netraumatických, ve které dominují osoby ve věku důchodovém (Angerová et al., 2017).

V případě, že je fraktura páteře klasifikována jako nestabilní nebo došlo ke kompresi míchy je pacient indikován k operačnímu zákroku. Cílem je repozice a stabilizace páteřních struktur pomocí fixačních implantátů. Včasná dekomprese míchy je předpokladem pro zmírnění neurologického deficitu (Kříž, 2019).

### 2.6.3 Klinický obraz míšní léze

Klinický obraz ML je dán výškovou lokalizací poškozeného segmentu a transverzálním rozsahem (kompletní, nekompletní) ML (Kříž, 2019).

Při ML dochází v místě léze k přerušení míšních drah, které se projevuje různě závažnou poruchou motorických, senzitivních a autonomních funkcí, včetně poruch sfinkterů (svěračů). Postižení se vyskytuje zpravidla oboustranně s mírnými stranovými asymetriemi (Ambler, 2011; Kříž, 2019; Štourač et al., 2003).

Pokud se jedná o poranění konkrétního míšního segmentu mluvíme o lokalizované míšní lézi a tzv. transverzálních syndromech. Podle transverzálního rozsahu poškození pak rozlišujeme míšní lézi kompletní, která postihuje míchu v celém průřezu a nekompletní, která postihuje pouze její část (Ambler, 2011; Hrabálek 2011; Štourač et al., 2003). Symptomy vyplývající z ML v jednotlivých segmentech míchy jsou uvedeny v příloze 1.

#### *Motorické dysfunkce*

Poruchy motorických funkcí se v závislosti na transverzálním rozsahu ML projevují jako:

- **Paréza** – částečná ztráta hybnosti a svalové síly při nekompletní ML. Nekompletní porucha motorických funkcí pouze na dolních končetinách je označována jako paraparéza při postižení všech čtyř končetin mluvíme o tetraparéze,
- **Plegie** – úplná ztráta volní hybnosti pod místem léze v důsledku kompletní ML. Pro kompletní poruchu hybnosti je užíván termín paraplegie, týká-li se pouze dolních



končetin nebo tetraplegie v případě postižení všech končetin (Kříž, 2019).

Častěji se vyskytuje motorická porucha spastického typu v důsledku porušení kortikospinálních drah, méně často pak chabá paréza nebo plegie v důsledku poškození předních rohů míšních nebo předních míšních kořenů (Ambler, 2011).

### ***Senzitivní dysfunkce***

Poškození zadních provazců míšních způsobuje poruchu všech kvalit cití segmentálně a ipsilaterálně. Poranění tractus spinothalamicus ventralis a lateralis v předních a postranních provazcích míšních způsobuje kontralaterálně poruchu hrubé kožní citlivosti, algického a termického cití. Zatímco léze zadních provazců se projevuje ipsilaterálně poruchou propriocepce a diskriminačního cití. (Jirků & Kyriánová, 2006)

### ***Autonomní dysfunkce***

Mezi autonomní dysfunkce řadíme poruchy sexuálních funkcí, defekace, mikce a poruchy regulace vazomotoriky. Charakter projevů je závislý na výšce léze. (Jirků & Kyriánová, 2006)

## **2.6.4 Klasifikace dle transverzálního rozsahu míšní léze**

### ***Kompletní míšní léze***

Dle neurologické výšky léze má transverzální ML klinický obraz pentaplegie, tetraplegie nebo paraplegie.

Kompletní ML se rozumí přerušení míchy v plném transverzálním rozsahu daného míšního segmentu (Kříž, 2019). V důsledku toho je přerušen veškerý přenos vzruchů nesoucích informace z receptorů do mozku a současně vzruchů vedoucí informace z mozku do periferie (Zazula, 2001). Jsou tedy kompletně porušeny motorické a senzitivní funkce pod místem léze a autonomní funkce dle neurologické úrovně léze (Kříž, 2019). Dochází ke ztrátě cití a volní hybnosti v dermatomech a svalových strukturách (myotomech) inervovaných míšními segmenty pod úrovní ML (Ambler, 2011; Hrabálek, 2011; Kříž, 2019, Štourač et al., 2003).

Ve většině případů vzniká traumatickým poranění míchy, vzácně pak v důsledku myelitidy. Při akutní ML vzniká míšní šok (Štourač et al., 2003). S odezníváním míšního šoku se postupně navracejí šlachookosticové reflexy a nastupuje spasticita. Zvýšením tonu

močového měchýře vzniká tzv. automatický měchýř, který se při určité náplni samovolně vyprázdňuje (Zazula, 2001). Po odeznění míšního šoku přetrvává ztráta všech kvalit cití a veškeré volní hybnosti distálně od místa léze, přičemž porucha autonomních funkcí odpovídá neurologické úrovni ML (Kříž, 2019).

Transverzální ML může vznikat i postupně např. útlakem míchy zvětšujícím se nádorem v míšním kanále. Se zvětšujícím se rozsahem poškození míchy se postupně rozvíjejí příznaky poruch senzitivních, motorických a autonomních funkcí. Výsledný klinický obraz je shodný s obrazem akutním poranění po odeznění míšního šoku (Štourač et al., 2003).

### ***Nekompletní míšní léze***

Dle neurologické výšky léze má nekompletní ML klinický obraz paraparézy nebo tetraparézy.

Při nekompletní ML jsou motorické nebo senzitivní funkce alespoň částečně zachovány v závislosti na konkrétních poškozených anatomických strukturách na průřezu míchy. V úrovni léze se může vyskytovat zvýšená citlivost na dotyk a bolest, ochabnutí reflexů nebo svalová atrofie (Ambler, 2011; Hrabálek 2011; Štourač et al., 2003).

### **2.6.5 Klasifikace dle neurologické úrovně míšní léze**

Český svaz paraplegiků uvádí následující členění a charakteristiku funkčního stavu dle výškové lokalizace ML:

#### ***Nízká paraplegie (Th10/L)***

Osoby s nízkou paraplegií mají částečnou nebo úplnou ztrátu motorických funkcí na dolních končetinách, zachovanou citlivost od břicha výše a částečně zachovanou senzitivitu na dolních končetinách (CZEPA, n. d.; Kříž, 2019).

#### ***Vysoká paraplegie (Th 1/6)***

Vysoká paraplegie je charakterizována úplnou ztrátou hybnosti na dolních končetinách a částečnou ztrátou hybnosti trupu. Částečně jsou omezeny i dechové funkce. Cití je zachováno od hrudní oblasti výše (CZEPA, n. d.; Kříž, 2019).

#### ***Nízká tetraplegie (C6/C8)***

Osoby s nízkou tetraplegií jsou schopni aktivní flexe v ramenním kloubu do 90°, flexe

předloktí a extenze zápěstí. Díky částečné hybnosti horní končetiny je možné vycvičit náhradní úchop (CZEPA, n. d.; Kříž, 2019).

### ***Vysoká tetraplegie (C4/C5)***

Při lézi ve vyšších krčních segmentech páteře dochází ke ztrátě cití celého těla kromě hlavy, šíje a ramenou. Typická je úplná ztráta hybnosti horních končetin, dolních končetin a trupu. Ztížené jsou také dechové funkce a vykašlávání (CZEPA, n. d.; Kříž, 2019).

### ***Pentaplegie (C1/C3)***

Při ML nad míšním segmentem C4 je porušena motorická funkce všech končetin, včetně svalstva trupu a břicha. Dochází také k vyřazení funkce bránice a pomocných dechových svalů. Jedinec je tedy odkázán na umělou plicní ventilaci (CZEPA, 2023; Kříž, 2019).

## **2.7 Komplikace spojené s míšní lézí**

Závažnost zdravotních komplikací závisí na neurologické výšce a rozsahu ML. Zpravidla platí, že čím vyšší segment míchy je poškozen a čím větší je rozsah poškození, tím je charakter poruch závažnější (Kačinetzová et al., 2010). Některým komplikacím lze předejít nebo zmírnit jejich důsledky odpovídajícími léčebnými a rehabilitačními přístupy (Kříž, 2019). Rozhodující je vždy jejich včasná a správná diagnostika (Kříž, Hyšperská, 2009).

### **2.7.1 Kardiovaskulární poruchy**

Hlavní příčinou kardiovaskulárních změn je porucha sympatického nervového systému. Čím výše je léze lokalizována tím závažnější bývají projevy srdečního selhávání (Zazula, 2001). S kardiovaskulárním onemocněním se v chronické fázi potýká až polovina spinálních pacientů. Do popředí příčin úmrtí osob s ML v chronické fázi patří ischemická choroba srdeční. Rizikovými faktory jsou podobně jako u zdravé populace arteriální hypertenze, kouření, cukrovka, vysoký cholesterol a obezita (Kříž & Faltýnková, 2012).

Hrozba rozvoje kardiovaskulárního onemocnění je u osob s ML oproti zdravé populaci zvýšena z důvodu hypoaktivity, a tím sníženého celkového energetického výdeje. Dále změnami v lipidovém a glukozovém metabolismu a snížením bazálního metabolismu (Kříž, 2019).

### **2.7.2 Autonomní dysreflexie**

Život ohrožujícím stavem způsobeným drážděním pod místem léze je autonomní dysreflexie. Objevuje se u pacientů s poraněním krční a hrudní míchy nad segmentem Th6. Projevuje se záchvatovitou hypertenzí a prudkou pulzující bolestí hlavy (Kříž & Hyšperská, 2009). Nad úrovní léze je patrné zarudnutí a pocení, naopak pod úrovní léze je pokožka bledá a suchá. Autonomní dysreflexie je nejčastěji vyvolána přeplněním močového měchýře nebo střev (Kříž & Faltýnková, 2012). Spouštěcím mechanismem může být také infekce močových cest, popáleniny, fraktura pod místem léze či porod (Kříž & Hyšperská, 2009).

### **2.7.3 Porucha termoregulace**

Kromě výše zmíněných komplikací se pacienti s kompletní ML nad segmentem Th6 potýkají s poruchami termoregulace. Je porušena schopnost pocení a zejména v letních měsících hrozí přehřátí organismu (Kříž & Hyšperská, 2009). Naopak v klimatizovaném prostředí může velmi rychle nastat hypotermie. (Zazula, 2001).

### **2.7.4 Spasticita**

Spasticita je charakterizována jako porucha svalového napětí (hypertonie), které se projevuje zvýšeným odporem proti pasivnímu protažení svalu. Čím delší a rychlejší je pohyb do protažení tím je odpor větší. Spasticita se projevuje také flexorovými a extenzorovými spasmami končetin při podráždění a změně polohy nebo opakovanými záškuby svalových vláken tzv. klonus (Kříž, 2020).

Spasticita postihuje kosterní svalstvo pod úrovní ML, která se do jednoho roku od poranění míchy projeví u 70 % spinálních pacientů s poraněním krční a hrudní míchy (Gorgey et al., 2010). Intenzita projevů spasticity je závislá na výšce a rozsahu ML, přičemž výraznější projevy pozorujeme u pacientů se zachovanou citlivostí pod místem léze (Kříž, 2019). Spasticitu lze zmírnit pravidelnou pohybovou aktivitou (Kříž, 2020). Nižší intenzitu má spasticita zpravidla v ranních hodinách (Kříž, 2019).

I přes veškeré negativní vlivy vnímá spasticitu jako příčinu výrazného snížení funkčních schopností pouze 27–40 % pacientů (Kříž, 2019). Určitá míra svalového hypertonu ve velkých svalových skupinách může být žádoucí k udržení posturální stability ve stoji a chůzi nebo k usnadnění přesunů (Štětkářová, 2009).

Gorgey et al. (2010) ve své studii potvrzuje pozitivní vliv spasticity na zmírnění atrofie kosterních svalů, TS a bazální metabolismus osob s kompletní ML. Přítomnost spasticity je spojena s vyšším procentem FFM a nižším procentem FM.

### **2.7.5 Kožní komplikace**

Ztráta citlivosti na teplo a chlad pod úrovní léze může při nedůsledném počínání zapříčinit popáleniny od horkých předmětů nebo omrzliny necitlivých částí těla (Jirků & Kyriánová, 2006).

#### ***Dekubity***

Dekubity jsou lokalizovaná poškození kůže a měkkých tkání. Vznikají nejčastěji v oblasti křížové kosti, na bocích, hýždích, patách, kolenou, či loktech při dlouhém setrvání v jedné poloze bez využití antidekubitních pomůcek. V důsledku déletrvajících tlaku na tkáň dochází k nedostatečnému prokrvení, které se projevuje nejprve změnou barvy kůže, později vznikem puchýře a v krajních případech i hlubším poškozením tkáně (Jirků & Kyriánová, 2006).

## **2.8 Změny v tělesném složení po poranění míchy**

V důsledku ML dochází k zásadním změnám v TS, které je způsobeno hormonálními změnami, imobilitou a s ní souvisejícím snížením pohybové aktivity (Kříž, 2019).

### **2.8.1 Změny v poměru tělesného tuku a tukuprosté hmoty**

V důsledku ML dochází k úbytku FFM a nárůstu FM. Hlavními faktory působícími na změnu TS (především FFM) je výšková lokalizace a rozsah ML, doba trvání ML a věk jedince (Gorgey et al., 2014; Singh et al., 2014; Spungen et al., 2003).

Osoby s tetraplegií mají v akutní i chronické fázi nižší procento FFM a vyšší procento FM oproti jedincům s paraplegií (Singh et al., 2014; Spungen et al., 2003).

Do jednoho roku po poranění míchy dochází k významnému poklesu kostních minerálů a celkové FFM na úkor FM. Přičemž nárůst procenta FM významně koreluje s výškou léze. Zatímco u tetraplegiků je nárůst FM pozorován na horních i dolních končetinách a trupu, u paraplegiků se tento trend týká pouze dolních končetin. K nárůstu FM tedy dochází především v tělesných segmentech pod úrovní ML (Singh et al., 2014).

Doba od vzniku ML obdobně jako úroveň ML negativně koreluje s poklesem FFM. Osoby v chronické fázi po poranění míchy vykazují více FM a méně FFM oproti zdravé populaci. V prvních 6 měsících může úbytek FFM dosáhnout až 9,5 %. Do 1 roku se FFM na dolních končetinách sníží až o 15,1 %. Tato tendence pokračuje až do chronické fáze a je přímo úměrná délce poranění (Spungen et al., 2003).

S přibývajícím věkem je u osob s ML ve větší míře, než u zdravé populace pozorován také úbytek FFM a současně nárůst FM. Za 10 let dojde k úbytku FFM u zdravé populace o 1 %, zatímco u osob s paraplegií o 2,4 % a u osob s tetraplegií dokonce o 3 % (Spungen et al., 2003).

### **2.8.2 Změny v kosterním svalstvu**

Vlivem poruchy motorické inervace a hormonálních změn dochází ke ztrátě svalové hmoty (atrofii) a změnám ve složení kosterního svalstva pod úrovní léze (Kříž, 2019). Ve srovnání se zdravou populací se vlivem atrofie může průřezová plocha svalu zmenšit až o 50 % (Gorgey et al., 2014). V určitém odstupu od poranění míchy se v kosterním svalstvu mění zastoupení jednotlivých typů svalových vláken. Změna struktury svalu způsobuje větší náchylnost a rychlejší unavitelnost svalu při zatížení (Kříž, 2019).

### **2.8.3 Změny v kostní tkáni**

V důsledku imobilizace dochází zejména na ochrnutých končetinách ke změnám v metabolismu kostní tkáně. Zvýšená kostní resorpce, úbytek kostních minerálů a snížená tvorba osteoblastů, které jsou zodpovědné za kostní novotvorbu vede ke ztrátě kostní hmoty a rozvoji osteoporózy (Kříž, 2019). Osteoporóza je významnou predispozicí ke vzniku zlomenin a z tohoto důvodu existuje u jedinců s ML až dvakrát větší riziko vzniku zlomeniny než u zdravé populace (Shields et al., 2005).

V průběhu prvních let od vzniku ML může v určitých částech skeletu dojít ke snížení obsahu minerálů a kostní denzity až o polovinu (Kříž, 2019). K další progresi však dochází i v chronické fázi ML, přičemž rychlost úbytku kostní hmoty koreluje s délkou poranění. V plegických částech těla byl zjištěn nižší obsah kostních minerálů oproti zdravé populaci (Spungen et al., 2003). Větší úbytek kostní hmoty pozorujeme u tetraplegiků než u paraplegiků (Singh et al., 2014).

#### **2.8.4 Změny v hydrataci**

Právě z důvodu vysoké hydratace svalové tkáně je atrofie kosterního svalstva v důsledku ML spojena také s úbytkem TBW, popřípadě i změnou v poměru TBW k FFM. Poměr TBW v organismu se u tetraplegiků pohybuje okolo 48 % a u paraplegiků 58,3 %, z čehož vyplývá, že hydratace organismu je závislá na výšce léze. Průměrné hodnoty TBW se však oproti zdravé populaci příliš neliší. Je to způsobeno tím, že zatímco poměr ICW na TBW se v důsledku úbytku BCM snižuje, poměr ECW se z důvodu zvětšování mezibuněčných prostor při edému zvyšuje (Kocina, 1997; Spungen et al., 2003).

#### **2.9 Změny v metabolismu**

Bazální metabolismus je definovaný jako množství energie potřebné pro zajištění základních životních funkcí a produkci tepla. Změny v TS, především atrofie kosterního svalstva souvisejí se snížením bazálního metabolismu. Kromě množství FFM je velikost bazálního metabolismu ovlivňována také hormony a aktivitou nervového systému (Kříž, 2019; Sadílková, 2020)

Celkový energetický výdej zahrnuje kromě bazálního metabolismu také termický účinek stravy, tedy energii potřebnou pro zpracování potravy, a výdej energie fyzickou aktivitou. Snížení bazálního metabolismu ve spojení s fyzickou inaktivitou je u osob s ML hlavní příčinou snížení celkového energetického výdeje, který při zachování stávajících stravovacích návyků způsobuje pozitivní energetickou bilanci. V dlouhodobém hledisku predikuje pozitivní energetická bilance, tedy převaha energetického příjmu z potravy nad celkovým energetickým výdejem, rozvoj onemocnění srdce a cév, obezity a dalších metabolických onemocnění včetně glukózové intolerance a inzulínové rezistence a později Diabetes mellitus II. typu (Kříž, 2019; Sadílková, 2020).

Jedinci s ML mají v důsledku změn v TS a nižšímu energetickému výdeji větší predispozice ke vzniku kardiovaskulárních a metabolických onemocnění než zdravá populace (Gorgey et al., 2014).

#### **2.10 Body mass index osob s míšními lézích**

Index tělesné hmotnosti (BMI) je využíván pro hodnocení míry obezity. Hodnotu BMI vypočítáme vztahem:

$$\text{BMI} = \frac{\text{hmotnost}}{\text{výška}^2} [\text{kg}/\text{m}^2]$$

Hodnoty nad normou značí nadváhu a obezitu, pod normou naopak podvýživu. BMI však není zcela spolehlivé, jelikož nezohledňuje podíl FM a kosterního svalstva na BWT. Svaly mají vyšší hmotnost než tuk a jedinec s vysokým podílem svalové složky a minimem tuku může být na základě BMI vyhodnocen jako obézní (Jarošová et al., 2016).

U osob s ML je však nutné přihlídnout ke ztrátě svalové hmoty, která by měla způsobit odpovídající snížení BWT. Z tohoto důvodu byly hodnoty BMI pro jednotlivé kategorie sníženy (Tabulka 2) (Jarošová et al., 2016).

**Tabulka 3** Upravené hodnoty BMI pro osoby s ML

BMI (kg/m <sup>2</sup> )	Klasifikace
18,5	Podváha
18,5 – 21,9	Normální hmotnost
22 – 24,9	Nadváha
≥ 25	Obezita

(Groath et al. 2009)

## 2.11 Metody měření tělesného složení

Existuje celá řada metod měření TS, které se vzájemně liší měřenými komponentami (parametry), přesností jejich stanovení, principem měření či možnostmi použití. Z hlediska personální a přístrojové náročnosti lze jednotlivé metody rozdělit na laboratorní a terénní (Lukaski, 2017; Riegerová et al., 2006).

Výsledky jednotlivých metod nejsou zcela shodné, ale disponují významnou vzájemnou korelací. Většina v praxi běžně využívaných metod jsou tzv. nepřímé. To znamená, že výsledné hodnoty TS jsou odvozené z přímo naměřených hodnot (tělesná hustota, impedance atd.) (Malá et al., 2014).

### 2.11.1 Laboratorní metody

Laboratorní metody se vyznačují větší přesností, jsou však určeny především pro výzkum v laboratoři a jsou tedy hůře dostupné. Je tomu tak především z důvodu technické složitosti a náročnosti na vybavení, vysoké finanční náročnosti a v neposlední řadě také



nárokům na odborné zaškolení obsluhy. Mezi laboratorní metody patří izotopové diluční metody, hydrodenzitometrie, měření celkového tělesného draslíku, DEXA, CT nebo MRI (Lukaski, 2017; Simini & Bertemes-Filho, 2018). Některé laboratorní metody jsou z hlediska validity a reliability současně metodami referenčními, které slouží pro ověření správnosti jiných metod (Malá et al., 2014, Riegerová et al., 2006).

### **2.11.2 Terénní metody**

Jako terénní metody jsou označovány jednodušší a dostupnější metody, které jsou použitelné jak v laboratorním prostředí, tak v terénu. Zahrnují bioimpedanční analýzu (BIA) či antropometrické metody, z nichž nejrozšířenější je metoda měření tloušťky kožních řas (kaliperace) (Lukaski, 2017, Simini & Bertemes-Filho, 2018).

## **2.12 Bioimpedanční analýza**

Principem BIA je měření odporu kladeného lidským tělem (tkáněmi) průchodu harmonického střídavého proudu o nízké intenzitě a různé frekvenci. Nejčastěji využívaný je elektrický proud od 400 do 800  $\mu\text{A}$  a rozsahu frekvencí 1 - 500kHz (Malá et al., 2014). Zvolená intenzita (amplituda) elektrického proudu musí být natolik nízká, aby jí měřený subjekt nepocítil a současně natolik vysoká, aby produkované napětí nebylo rušeno elektrickým „šumem“ těla (Janouch, 2008).

Každý bioimpedanční přístroj je opatřen stabilním zdrojem proudu, na který jsou připojeny signálové elektrody, skrz které protéká proud do těla měřené osoby. Z těla proud vychází přes měřicí elektrody, které jsou napojeny na voltmetr v přístroji (Janouch, 2008; Malá et al., 2014). Na základě poklesu napětí aplikovaného elektrického proudu je určena velikost impedance a fázového posunu (Janouch, 2008). Za použití predikčních rovnic jsou z naměřených hodnot (impedance, fázový posun) a antropometrických údajů (váha, výška, pohlaví) odhadnuty vybrané komponenty TS (FM, FFM, TBW atd.) (Stablová et al., 2012).

Měření impedance je založeno na principu rozdílných elektrických vlastností biologických tkání, kterými proud prochází (Malá et al., 2014; Bera, 2014). Odpor kladený tkáněmi výrazně závisí na míře jejich hydratace. Různé tkáně v těle proto fungují jako vodiče nebo izolanty. FFM je dobrým vodičem, jelikož obsahuje velké množství vody a elektrolytů, naopak FM a kostní tkáň mají díky menšímu obsahu vody relativně špatné vodivé vlastnosti

a chovají se jako izolanty. Obecně tedy platí, že čím více TBW a FFM tělo obsahuje tím nižší je odpor kladený elektrickému proudu, a tedy i naměřená hodnota impedance (Janouch, 2008; Malá et al., 2014; Bera, 2014).

### 2.12.1 Predikční rovnice

Predikční rovnice jsou součástí softwaru přístroje. Umožňují odhad parametrů TS z antropometrických údajů (váha, výška, věk, pohlaví) a přímo měřených veličin ( $Z$ ,  $X_c$ ,  $R$  a fázového úhlu). Tyto rovnice vznikají měřením vzorku populace. To je důvodem jejich relativní nepřesnosti, kdy se je jejich tvůrce, úpravou po jednotlivých měřeních, snažil přizpůsobit tak, aby fungovaly s minimální chybovost i poté, co jsou použity na diametricky rozdílné subjekty a byly tak aplikovatelné na širší populaci. Obecně lze tedy nejmenší chybovost předpokládat u jedinců, kteří se po fyzické stránce shodují s referenční populací (Bunc, 2007; Janouch, 2008).

### 2.12.2 Impedance

Elektrická impedance  $Z$  [ $\Omega$ ] je definována jako frekvenčně závislý odpor vodiče vůči toku harmonického střídavého elektrického proudu (Iqbal, 2013).

Impedance je komplexní veličina, obsahuje proto reálnou složku (rezistanci) a imaginární složku (reaktanci). Hodnota impedance je vyjádřena vztahem:

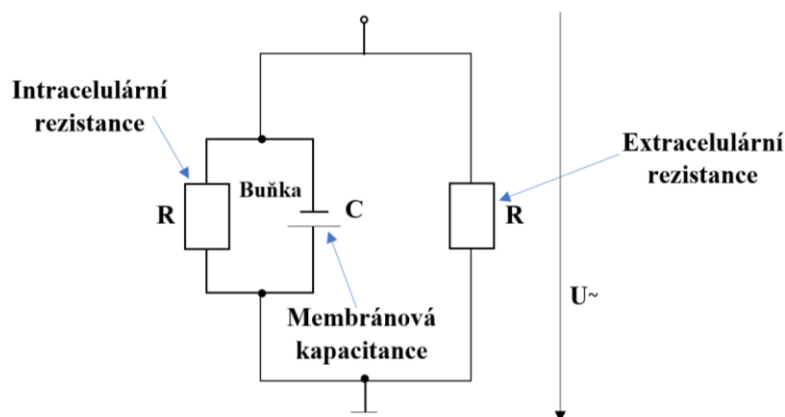
$$Z = R + jX,$$

kde  $R$  je rezistance a  $jX$  je reaktance (Doleček, 2007).

#### *Elektrická impedance tkání v náhradním obvodu*

Lidské tělo je nehomogenním prostředím různých tkání, které pro průchod střídavého proudu představují tzv. elektrickou zátěž (impedanci), která se skládá z rezistance  $R$ , ale také kapacitní reaktance (kapacitance)  $X_c$ . Průchod střídavého proudu tělem lze znázornit náhradním elektrickým obvodem lidského těla (obrázek 2) (Rosina et al., 2021).

**Obrázek 2** Schéma průchodu elektrického proudu lidským tělem



(Heymsfield et al., 2005)

Impedance lidského těla je tedy dána paralelní kombinací intracelulární rezistence, membránové kapacity a extracelulární rezistence (Iqbal, 2013).

### 2.12.3 Rezistance

Rezistance je reálná složka impedance. Její velikost není závislá na frekvenci střídavého proudu a nezpůsobuje fázový posun. Napětí a proud jsou tzv. ve fázi (Rosina et al., 2021).

Velikost celkové rezistance vodiče (lidského těla) je přímo úměrná délce vodiče  $l$  (výška měřeného subjektu) a materiálu vodiče, který je charakterizován měrným elektrickým odporem  $\rho$ , a nepřímo úměrná průřezové ploše vodiče  $S$ . Celková rezistance je závislá také na teplotě vodiče (Beneš et al., 2011; Kyle et al., 2004; Rosina et al., 2021).

Obecně jsou nejlepšími vodiči kovy (vodiče 1. řádu), které se vyznačují vysokou hodnotou měrné elektrické vodivosti a malou rezistancí. Nižší vodivost mají roztoky iontů tzv. elektrolyty (vodiče 2. řádu). Nejméně vodivé látky s velkou rezistancí označujeme jako izolanty (dielektrika) (Rosina et al., 2021)

Rezistance je definována jako schopnost vodiče omezit nebo zastavit tok elektrického proudu, který je závislý na obsahu vody ve tkáni (Iqbal, 2013). Rezistanci kladou kapaliny s obsahem volných iontů. V organismu je to intracelulární a extracelulární tekutina (Beneš et al., 2011; Bera, 2014).

#### 2.12.4 Kapacitní reaktance

Reaktance  $X$  [ $\Omega$ ] je imaginární složkou impedance  $Z$ , která může mít induktivní (induktivní reaktance) nebo kapacitní (kapacitní reaktance) charakter, přičemž v lidském těle se uplatňuje pouze kapacitní reaktance  $X_c$  (Beneš et al., 2011; Rosina et al., 2021).

Kapacitní reaktance je odporový efekt způsobený tkáňovým rozhraním a buněčnými membránami. Způsobuje zpomalení proudu za napětím a vytváří tak fázový posun (Iqbal, 2013). Hodnota kapacitní reaktance se mění v závislosti na frekvenci střídavého proudu (Beneš et al., 2011; Rosina et al., 2021).

Kapacitní reaktanci vykazují v lidském organismu membrány, které se chovají jako biologické kondenzátory o plošné kapacitě  $0,1 - 3 \mu\text{F}\cdot\text{cm}^{-2}$  (Hrazdira & Mornstein, 2001; Navrátil & Rosina, 2005; Rosina et al., 2021).

Kondenzátor je tvořen nevodivou vrstvou tzv. dielektrikem, které vyplňuje prostor mezi dvěma vodivými deskami. Podobnou strukturu má i buněčná membrána, kde dielektrikem je vrstva lipidů obklopená vodivými vrstvami proteinů (Bera, 2014; Hrazdira & Mornstein, 2001).

#### 2.12.5 Fázový úhel

Fázový posun nebo také fázový úhel je při průchodu střídavého proudu tělem způsoben kapacitními vlastnostmi buněčných membrán. Fázovým posunem se v takovém případě rozumí zpoždění napětí vůči proudu vyjádřené úhlem, jehož velikost je závislá na frekvenci střídavého proudu (Malá et al., 2014). Fázový úhel odráží relativní poměr vody (rezistence) a buněčných membrán (reaktance) v lidském těle (Iqbal, 2013).

Fázový úhel může nabývat hodnot od  $0$  do  $-90^\circ$ . Hmota čistě z buněčných membrán by vykazovala pouze kapacitní reaktanci a fázový úhel by byl  $-90^\circ$ . Naopak voda s elektrolyty bez přítomnosti buněčných membrán disponuje pouze rezistancí a fázový úhel by se tedy rovnal  $0^\circ$  (Dörhöfer & Pirlich, 2005). Fázový úhel je přímo měřená hodnota, nehrozí tedy jeho zkreslení v důsledku použitím predikčních rovnic (Dörhöfer & Pirlich, 2005; Malá et al., 2014).

Fázový úhel spolehlivě slouží nejen pro odhad složení těla, ale také jako indikátor zdraví a je objektivním parametrem pro hodnocení nutričního stavu organismu. Fázový úhel je tedy ukazatelem hydratace tkáně, integrity buněčných membrán a jeho velikost je přímo úměrná hmotnosti BCM (Iqbal, 2013; Riegerová et al., 2006). Nízké hodnoty fázového úhlu značí

poruchu integrity buněčných membrán, ztrátu hydratace, špatně vyživované a chřadnoucí buňky až buněčnou smrt. Vyšší hodnoty jsou naopak ukazatelem převahy dobře vyživovaných buněk s neporušenou buněčnou membránou a většího množství BCM (; Dörhöfer & Pirlich, 2005; Iqbal, 2013).

Fázový úhel se snižuje s přibývajícím věkem a zvyšuje s nárůstem body BMI, jelikož jedinci s vyšším BMI mají vyšší obsah buněk v těle. Ženy mají zpravidla menší fázový úhel než muži z důvodu nižšího obsahu svalové tkáně (Sigmund et al., 2015).

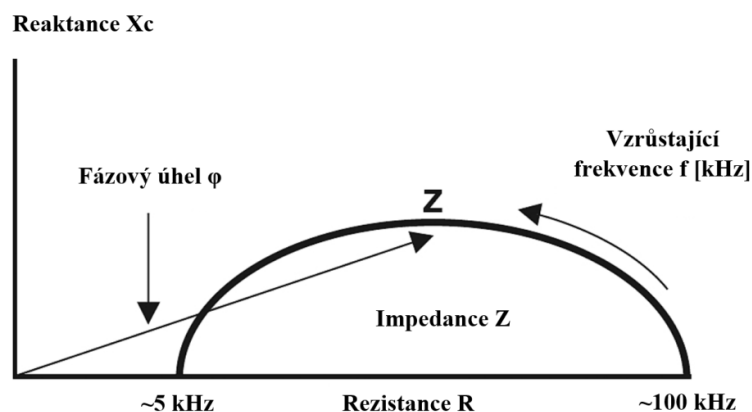
Buňky tukové tkáně mají oproti buňkám tkáně svalové minimální membránový potenciál a nepodílejí se tedy na velikosti fázového úhlu (Dörhöfer & Pirlich, 2005).

### **2.12.6 Závislost impedance na frekvenci střídavého proudu**

Při nízkých frekvencích 0 až 5 kHz není proud schopen proniknout buněčnou membránou díky její vysoké impedanci a proudí pouze extracelulárním prostorem (obrázek 4). Kapacitní vlastnosti buněčné membrány jsou tedy vynechány a reaktance je nulová (Dörhöfer & Pirlich, 2005; Heymsfield et al., 2005). Se zvyšující se frekvencí prostupuje proud do buněčných membrán (obrázek 4). Začínají se uplatňovat kapacitní vlastnosti membrán, které zpomalují proud (vzniká fázový posun) a způsobují zvyšování reaktance.

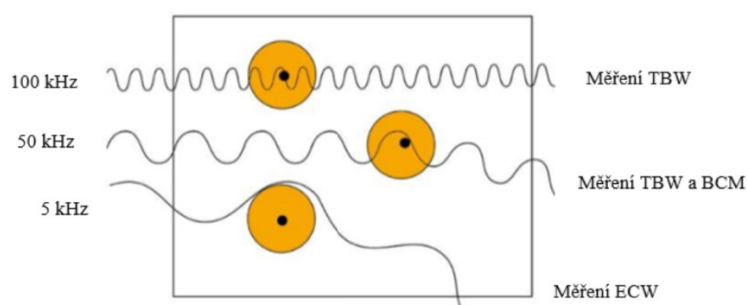
Kapacitní reaktance membrány dosahuje maxima při 50 kHz, přičemž s dalším zvyšováním frekvence se kapacitní účinky membrány ztrácí a reaktance navzdory zvyšující se frekvenci klesá (Dörhöfer & Pirlich, 2005; Heymsfield et al., 2005; Marfell-Jones et al., 2006). Na celkové vodivosti se tak začíná podílet i ICW, která snižuje hodnoty impedance. Použijeme-li proud o vysokých frekvencích (>100 kHz) proniká proud rovnoměrně do všech biologických struktur (extracelulárních i intracelulárních prostor) (obrázek 4). Reaktance je tedy opět minimální a impedance odpovídá rezistanci R (Heymsfield et al., 2005; Marfell-Jones et al., 2006). Vzájemný vztah impedance, rezistence a reaktance při různých frekvencích znázorňuje obrázek 3.

**Obrázek 3** Cole graf znázorňující vzájemný vztah impedance, rezistence, reaktance při různých frekvencích



(Heymsfield et al., 2005)

**Obrázek 4** Vodivé dráhy elektrického proudu ve tkáních při různé frekvenci - multifrekvenční BIA



(Dörhöfer & Pirlich, 2005)

## 2.13 Předpoklady bioelektrické impedanční analýzy

BIA je založena na několika teoretických předpokladech, které neodpovídají realitě lidského těla a mohou být potenciálním zdrojem chyb měření:

1. Lidské tělo je homogenní vodič a mezi jedinci neexistují žádné individuální rozdíly ve složení těla (Bera, 2014).
2. Lidské tělo je homogenní vodič ( $\rho$  je konstantní) ve tvaru válce (celotělová BIA (obrázek 5 vlevo) nebo sériově zapojené soustavy pěti válců (segmentální BIA) (obrázek 5 vpravo) o jednotné ploše průřezu  $S$  a délce  $l$ .

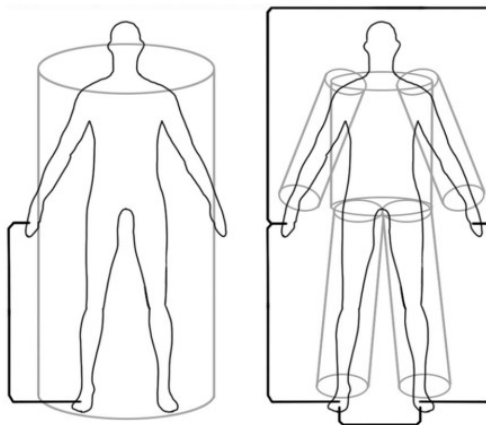
3. Nepochází k žádným změnám ve vnějším (teplota, tlak) a vnitřním prostředí (tělesná teplota, stres, fyzická aktivita nebo nemoc) (Bera, 2014; Dörhöfer & Pirlich, 2005).

V praxi je však každý člověk jiný. V závislosti na individuálních rozdílech ve velikosti a tvaru těla, distribuci vody, množství elektrolytů a dalších aspektech TS se mezi jedince liší i dráhy elektrického proudu v těle (Heymsfield et al., 2005).

Na základě třetího předpokladu je celkový objem válce  $V (l^2/r)$  ekvivalentní objemu TBW v těle (tělesném segmentu) a lze jej vypočítat z naměřené impedance  $Z$  a výšky měřeného subjektu či délky segmentu  $l$  (Dehghan & Merchant, 2008; Kyle et al., 2004; Simini & Bertemes-Filho, 2018).

Jelikož však tělo ani jeho segmenty nepředstavují homogenní váleček s konstantní vodivostí, využívá BIA k dopočítání skutečné geometrie těla stanovené koeficienty, které závisejí především na anatomii a fyziologickém složení měřených segmentů lidského těla. Velké odchylky v měrné elektrické vodivosti, proporcích lidského těla nebo asymetrie mohou být z důvodu použití koeficientů zdrojem chyb v měření (Kyle et al., 2004).

**Obrázek 5** Celotělové (vlevo) a segmentální (vpravo) měření BIA



(Moonen & Van Zanten, 2021)

Prokrvení, a tedy obsah tekutin ve tkáních, je výrazně ovlivněn vnějšími i vnitřními faktory, což má za následek zásadní změny celkové rezistance (Dörhöfer & Pirlich, 2005).

Segmentální BIA vnímá tělo jako soustavu pěti válců (trupu a čtyř končetin) (Heymsfield

et al., 2005; Simini & Bertemes-Filho, 2018). Rezistance je nepřímo úměrná ploše průřezu. Obecně tedy platí, že kratší a tlustší segmenty mají menší podíl na celkové rezistanci (Kyle et al., 2004; Simini & Bertemes-Filho, 2018). Podíl jednotlivých segmentů těla na impedanci těla je tedy nerovnoměrný (Wasyluk, 2019). Přestože paže a dolní končetiny zaujímají přibližně pouze 21 % BWT, tvoří značnou část impedance lidského těla. Trup je naopak dobrým vodičem a na celkové impedanci se podílí pouze z 5-12 % (Dehghan & Merchant, 2008; Simini & Bertemes-Filho, 2018). Z tohoto důvodu mají změny hydratace končetin významně větší vliv na impedanci těla oproti obdobným změnám na trupu. Otoky mohou způsobit také zvětšení obvodu končetiny a zvýšení teploty kůže (Wasyluk, 2019).

Nízký obsah vody snižuje impedanci, v důsledku čehož dojde při měření k podhodnocení FFM a nadhodnocení FM. Naopak zvýšené hodnoty vody mají za následek nadhodnocení FFM a podhodnocení FM (Dörhöfer & Pirlich, 2005).

## **2.14 Segmentální bioimpedanční přístroje**

Segmentální bioimpedanční přístroje uvažují o těle jako o soustavě pěti válců (končetiny, trup), což umožňuje vyhodnocení každého tělesného segmentu (válece) zvlášť. Díky elektrodám umístěným na všech končetinách je segmentální BIA přesnější (Kyle et al., 2004). Oproti tomu klasické celotělové bioimpedanční analyzátory vychází z předpokladu těla jako jednoho homogenního válce. K měření využívají standartně elektrody umístěné na končetinách pravé strany těla, pomocí nichž měří impedanci těla jako celku (Moonen & Van Zanten, 2021).

## **2.15 Jednofrekvenční bioimpedanční přístroje**

Jednofrekvenční bioimpedanční analýza (SF-BIA) je založená na měření impedance těla vůči střídavému proudu o jedné frekvenci (1-50 kHz). Nejčastěji je využíván proud o frekvenci 50kHz, při kterém má impedance rezistenční i reaktanční složku (Salmi, 2003). Takový proud však není schopen plně proniknout skrz buněčnou membránu (Pateyjohns, et al., 2006). Pomocí SF-BIA lze tedy stanovit TBW, která je v tomto případě váženým součtem rezistancí ICW a ECW, nelze však spolehlivě určit poměr mezi ICW a ECW (Kyle et al., 2004). Při této frekvenci je TBW přímo úměrná impedančnímu indexu  $S^2/R$ . Základem pro predikci FFM a FM je kombinace předpokladu ustálené hodnoty hydratace FFM 73 % a vybraných antropometrických údajů (Heymsfield et al., 2005).



## 2.16 Multifrekvenční bioimpedanční přístroje

Multifrekvenční bioimpedanční analýza (MF-BIA) využívá střídavého elektrického proudu o více frekvencích (0, 1, 5, 50, 100, 200 až 500 Hz) (Kyle et al., 2004). Elektrický proud o nižší frekvenci umožňuje stanovení ECW, jelikož proudí pouze extracelulárním prostorem, zatímco vyšší frekvence pronikají buněčnou membránou do intracelulárních prostor a určují hodnoty TBW. Díky tomuto principu lze bez použití populačně specifických algoritmů spolehlivě odvodit hodnoty TBW i ECW (Pateyjohns, et al., 2006; Salmi, 2003). To umožňuje zkoumání změn v úrovni hydratace těla a vzájemného poměru ECW a ICW (Heymsfield et al., 2005). MF-BIA je v porovnání s MS-BIA považována za přesnější pro určení ECW a dokáže detekovat změny v distribuci tělesných tekutin do intra a extracelulárních prostor (Kyle et al., 2004). MF-BIA umožňuje také přesnější odhad objemu tělesných tekutin a dalších komponent složení těla u osob s nadváhou či obezitou a u jedinců se změnou hydratace (Pateyjohns, et al., 2006).

## 2.17 Limity bioimpedančních metod

Existuje celá řada faktorů, které mohou být potenciálním zdrojem chyb měření BIA. Hlavními aspekty jsou hydratace organismu, nutriční stav (nadváha, podvýživa) a pohybová aktivita. (Sigmund et al., 2015). Wasyluk (2019) zmiňuje také postup vyšetření a polohu těla při vyšetření, umístění elektrod nebo dlouhé setrvání v poloze ležmo.

Vysoké hodnoty BMI  $> 35 \text{ kg/m}^3$ , podle některých autorů již  $>30 \text{ kg/m}^3$  mohou významně snížit validitu měření % FM. Vysoké hodnoty BMI vedou k podhodnocení % FM. Zdrojem nepřesností je také BMI  $< 16 \text{ kg/m}^3$  (Sigmund et al., 2015).

Pohybová aktivita vykonávaná méně než 8 hodin před měřením způsobuje pokles impedance (Wasyluk, 2019). Neméně důležité jsou také faktory prostředí jako teplota a vlhkost, které mohou vést ke změně tělesné teploty a vlhkosti kůže (J. Hlúbik & P. Hlúbik, 2010). Pokles teploty kůže způsobuje zvýšení impedance, nižší teplota naopak impedanci snižuje (Wasyluk, 2019).

Zdroje chyb měření BIA rozdělujeme na chyby způsobené obsluhou přístroje (3 %) a vlastní chybu metody, kam spadají chyby softwaru a hardwaru (tabulka 5). Chybami softwarovými jsou chyby predikčních rovnic.

**Tabulka 4** Hardwarové droje chyb při měření

Zdroj chyby	Velikost chyby (%)
Vlastní chyba přístroje	1,5
Měřicí frekvence*	1 - 2
Abnormální stav hydratace organismu	2 - 4
Chybné umístění a nevhodný typ elektrod	3
Přechodový odpor mezi elektrodou a kůží	< 0,5
Svod mezi měřeným subjektem a zemí závislý na vodivosti podložky	1 - 2
Rozdíl mezi pravou a levou polovinou těla	1 - 2
Náhrada těla válci nebo soustavou válců	1 - 3

(Bunc, 2007; Riegerová et al., 2006)

Některé výše uvedené nežádoucí vlivy, které by mohly potenciálně ovlivnit měření BIA je možné eliminovat dodržáním doporučených režimových opatření (Heymsfield et al., 2005).

## **3 CÍLE A ÚKOLY**

### **3.1 Cíle**

Cílem diplomové práce bylo analyzovat a porovnat rozdíly v diagnostice TBW, FFM a FM mezi multifrekvenčními bioimpedančními přístroji InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 ve skupině osob s ML.

Dílčím cílem bylo analyzovat vliv antropometrických (věk, pohlaví a BMI) a dalších vybraných faktorů (rozsah motorické poruchy a přítomnost titanových fixací) na odchylky ve stanovení tělesného složení oběma přístroji a následně posoudit rozdíly v naměřených hodnotách TS v závislosti na nejvýznamnější faktorů difference.

### **3.2 Úkoly práce**

1. Prostudovat problematiku týkající se tématu TS a bioimpedančních metod stanovení TS u osob s ML.
2. Zpracovat rešerši dostupných zdrojů, které svým obsahem korelují s tématem diplomové práce.
3. Stanovit cíl, otázky a hypotézy diplomové práce.
4. Proškolit se ve správném zacházení s přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 pro zachování objektivitu měření a přesnosti výsledků.
5. Realizace měření TS vybranými bioimpedančními přístroji.
6. Utřídění a statistické zpracování dat.
7. Vyhodnocení stanovených hypotéz.
8. Diskuze a porovnání výstupů s výsledky odborných studií.

## **4 VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

Na základě teoretických poznatků z odborné literatury o principech měření TS bioimpedančními přístroji a faktorech ovlivňujících tělesné složení u osob s ML byly stanoveny následující výzkumné otázky:

### **4.1 Výzkumná otázka 1**

Prokáže se shoda ve výsledcích tělesného složení naměřených na přístrojích u osob s ML?

### **4.2 Výzkumná otázka 2**

Existuje závislost mezi vybranými charakteristikami probandů a rozdíly v naměřených hodnotách tělesného složení přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000?

V rámci předanalýzy byl ověřován vliv vybraných faktorů (pohlaví, věk, BMI, rozsah motorické poruchy, přítomnost titanových fixací) na variabilitu odchylek v naměřených hodnotách TS mezi přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.

## 5 HYPOTÉZY

Na základě stanovených výzkumných otázek a výsledků provedené předanalýzy byly stanoveny následující hypotézy:

H1<sub>0</sub>: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami žádného z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.

H1<sub>A</sub>: Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami alespoň jednoho z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.

H2<sub>0</sub>: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výslednými hodnotami žádného z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 v subsouboru žen.

H2<sub>A</sub>: Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami alespoň jednoho z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.v subsouboru žen.

H3<sub>0</sub>: Neexistuje statisticky významný rozdíl mezi výslednými hodnotami žádného z porovnávaných parametrů TS – TBW (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 v subsouboru mužů.

H3<sub>A</sub>: Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami alespoň jednoho z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.v subsouboru mužů.

## **6 METODY**

### **6.1 Design studie**

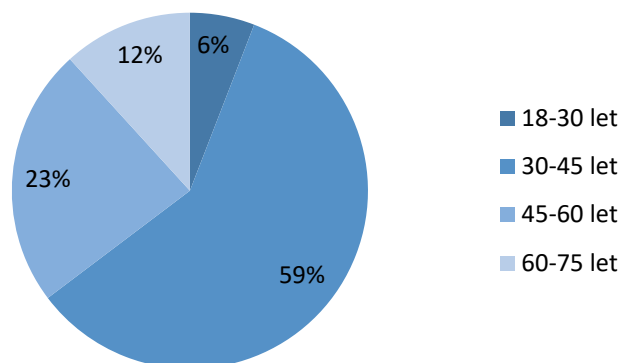
Tato řešená diplomová práce je empiricko-teoretickou komparační studií. Jedná se o kvantitativní konfirmační výzkum, který byl zaměřen na porovnání průměrných výsledků měření TS u osob s ML z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000. Výzkum byl realizován v součinnosti s úsekem pohybové terapie Centra Paraple a Nutriční ambulancí III. Interní kliniky Všeobecné fakultní nemocnice v Praze v období od května do července 2021. Souhlas výzkumem poskytla etická komise Centra Paraple, o.p.s. (příloha 10).

### **6.2 Výzkumný soubor**

Do výzkumu bylo zařazeno celkem 26 probandů s ML. Jednalo se převážně o stávající nebo bývalé klienty Centra Paraple, o.p.s. Pro výběr probandů byla zvolena metoda záměrného výběru. Kritériem pro výběr byla diagnóza ML v chronické fázi. Podmínkou pro zařazení do výzkumu byl věk nad 18 let, horní věková hranice nebyla stanovena. Z původního výzkumného souboru o  $n = 26$  byly vyřazeny dvě ženy a jeden muž z důvodu ohlášené chyby přístroje InBody S10 v průběhu měření. Příčinou nedokončení měření mohla být v případě žen zhoršená vodivost pokožky z důvodu nedostatečné hydratace organismu nebo výskyt fixačních kovů v těle. U muže nebylo možné provést měření z důvodu amputované dolní končetiny.

Ke zpracování byly zadavateli výzkumu zaslány výsledky od 22 probandů, z čehož bylo dalších 5 probandů vyřazeno z důvodu rozdílně zadaných vstupních dat (výška, věk, pohlaví) do přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.

Statisticky zpracována byla data od 17 probandů. Jednalo se o 8 žen (47,1 %) a 9 mužů (52,9 %) ve věku od 28 do 64 let. Průměrný věk souboru byl 43 ( $\pm 10,9$ ) let.



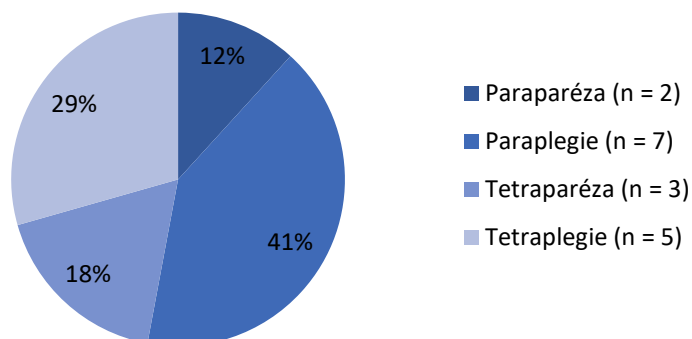
**Graf 1** Věková rozmezí výzkumného vzorku dle Machové (2008)

Tělesná výška celého souboru se pohybovala v rozmezí 162 až 193 cm, přičemž průměrná výška byla stanovena na  $177,4 \pm 7,5$  cm. Průměrná tělesná hmotnost v souboru byla  $78,8 \pm 15,2$  kg. Proband s nejnižší hmotností vážil 54 kg, naopak nejvyšší hmotnost měl proband vážící 115 kg.

Souhrn základních statistických charakteristik somatických parametrů celého souboru je uveden v tabulce 7.

Výzkumný vzorek zahrnuje probandy s traumatickou (76,5 %) a netraumatickou (23,5 %) ML. Traumatická příčina ML koreluje s přítomností fixací v organismu probanda, výzkumný vzorek tedy obsahoval celkem 4 probandy bez titanových fixací v organismu (pouze ženy) a 13 probandů s titanovými fixacemi (4 ženy a 5 mužů). Dle Kříže (2019) je neurologický obraz u ML z netraumatických příčin shodný s poúrazovým stavem. Pro účely výzkumu tedy nebyl shledán důvod pro vyřazení probandů s netraumatickou etiologií ML k zachování homogenity vzorku.

Probandi měli různý neurologický rozsah a úroveň ML. Z hlediska omezení hybnosti se jednalo o probandy s různým stupněm a rozsahem motorické poruchy uvedené v grafu 2.



**Graf 2** Charakteristika výzkumného souboru dle rozsahu omezení hybnosti

Průměrná hodnota BMI v celém souboru je  $25,1 \pm 4,6 \text{ kg/m}^2$ . Hodnoty BMI se pohybují v rozmezí od 16,7 do 34,3  $\text{kg/m}^2$ . Relativně velká směrodatná odchylka (SD) a rozsah krajních hodnot naznačuje větší variabilitu hodnot BMI v souboru. Dle upraveného BMI pro osoby s ML (Tabulka č.: 2) je tato hodnota spodní hranicí stanovující obezitu. Doba od vzniku diagnózy ML se u probandů pohybuje mezi 4 až 26 roky. Dle Kříže (2019) se jedná o probandy v chronické fázi po ML.

**Tabulka 5** Charakteristiky vybraných somatických parametrů - celý soubor

Somatické parametry (n=17)	$\bar{x} \pm \text{SD}$	Min	Max
Věk (roky)	$42,6 \pm 10,9$	28,0	64,0
Výška (cm)	$177,4 \pm 7,5$	162,0	193,0
Hmotnost (kg)	$78,8 \pm 15,2$	54,0	115,0
BMI ( $\text{kg/m}^2$ )	$25,1 \pm 4,6$	16,7	34,3
Doba od vzniku míšní léze (roky)	$13,7 \pm 7,7$	3,0	26,0

Vysvětlivky: Max - maximální hodnota, n - počet probandů, Min - minimální hodnota, SD - směrodatná odchylka,  $\bar{x}$  - aritmetický průměr.

### 6.3 Metody sběru a zpracování dat

TS bylo měřeno metodou bioelektrické impedance. Ke stanovení jednotlivých parametrů TS byly použity multifrekvenční (MF) bioimpedanční přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000, které jsou v praxi běžně využívány pro analýzu a monitorování změn TS v čase



u osob s ML. Podrobná specifikace přístroje InBody S10 a Bodystat Qudscan 4000 je uvedena v tabulce 5. Přístrojem InBody S10 disponuje nutriční ambulance III. Interní kliniky VFN v Praze, kde byl výzkum realizován. Přístroj Bodystat Quadscan 4000 byl zapůjčen od Centra Paraple. Porovnávány byly následující parametry tělesného složení: TBW (%), FFM (%), FM (%). Použity byly predikční rovnice pro nespportující populaci.

Měření TS probíhalo v nutriční ambulanci III. Interní kliniky VFN v Praze pod vedením Mgr. Anety Sadílkové. Zahájení výzkumu předcházelo odborné proškolení výzkumného týmu v obsluze přístrojů InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000. Stanovení výšky a váhy probandů zprostředkovalo s předstihem několika dnů Centrum Paraple, o.p.s.

Probandi byli předem požádáni o dodržení následujících režimových opatření:

1. Den před měřením by měl být zajištěn normální příjem tekutin a potravy.
2. Po posledním jídle předchozího dne by nemělo být tělo vystaveno intenzivní pohybové aktivitě, která by mohla způsobit dehydrataci organismu.
3. Poslední jídlo by mělo být konzumováno nejpozději 12-15 hodin před měřením.
4. Několik hodin před měřením nepít k zamezení nadměrné hydratace organismu.
5. Ráno před měřením si nemazat krémy ani oleji horní a dolní končetiny především v místech aplikace elektrod (Heymsfield et al., 2005; Riegerová et al., 2006).

Probandi přijížděli na měření v předem smluvený datum vždy v dopoledních hodinách mezi 7:45 a 10:00 h, aby byl zmírněn diskomfort ranního půstu. Vzhledem k zajištění dostatku času pro bezpečný přesun probandů z parkoviště do nutriční ambulance připadali na každý termín maximálně 3 probandi. Pro případ nutné asistence při přesunech byly na měření přítomni vždy minimálně dva výzkumní pracovníci.

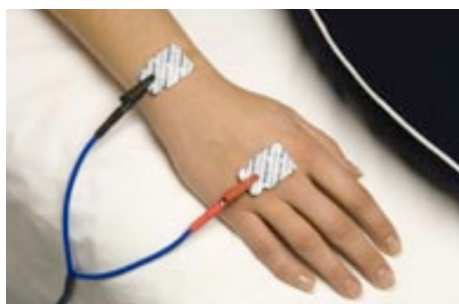
### **6.3.1 Průběh měření tělesného složení**

Samotnému měření předcházelo seznámení probanda s průběhem testování, rekapitulace dodržení režimových opatření a podpis informovaného souhlasu (příloha 9). Proband byl podroben nejprve měření na Bodysat Quadscan 4000 a poté na InBody S10. Testování probíhala při konstantní pokojové teplotě s odstupem mezi měřeními přibližně 4 minuty. Proband byl v poloze na zádech s mírnou abdukci horních a dolních končetin tak, aby nedocházelo ke vzájemnému kontaktu jednotlivých tělesných segmentů.

### 6.3.2 Průběh měření na Bodystat Quadscan 4000

Před spuštěním měření bylo zapotřebí zadat základní antropometrické údaje měřeného probanda (pohlaví, věk, výška váha). Poté následovala aplikace elektrod na tělo probanda. Bodysat Quadscan 4000 využívá k měření systém čtyř bodových adhezivních elektrod umístěných na jedné polovině těla na místa stanovená výrobcem přístroje. Dvě elektrody na dorzum pravé ruky pod hlavičky metakarpů a zápěstí (obrázek 6) a zbylé dvě elektrody na dorzum pravé nohy v oblasti zánártí a pod hlavičky metatarsů (obrázek 7). Na každé končetině je vždy červená signální elektroda a jedna měřící černá elektroda. Vzdálenost mezi signální a měřící elektrodou nesmí být menší než 4 cm. Využitý typ elektrod odpovídal doporučení od výrobce. Pro každého probanda byly vždy použity nové elektrody. Doba měření byla přibližně 3 sekundy. Výsledné hodnoty parametrů TS jsou publikovány na výsledkové listině (příloha 3 až 7), která je k dispozici po připojení přístroje k počítači.

**Obrázek 6** Umístění elektrod na horní končetině dle manuálu od výrobce



(Optingservis, n.d.)

**Obrázek 7** Umístění elektrod na horní končetině dle manuálu od výrobce



(Optingservis, n.d.)

### 6.3.3 Průběh měření na InBody S10

Obdobně jako u přístroje Bodystat Quadscan 4000 vyžadoval přístroj InBody S10 zadání základních antropometrických údajů probanda. Následovala aplikace elektrod na tělo probanda dle instrukcí výrobce přístroje (obrázek 8). Přístroj InBody S10 využívá systém čtyř polárních osmibodových dotykových elektrod. Jednotlivé elektrody jsou označeny tak, aby bylo zřetelné, na jakou stranu těla, a pro jaký tělesný segment jsou určeny. Zapojení elektrod je pro obě poloviny těla totožné. Elektrody určené pro dolní končetiny se umísťují do oblasti pod kotníky. Na horních končetinách je signální (červená) elektroda umístěna na prostředníček a měřicí (černá) na palec ruky. Po úspěšném dokončení měření, přibližně po 1 minutě, následovalo sejmutí elektrod. Díky připojení přístroje InBody S10 k počítači bylo možné okamžité vytištění výsledkového listu (příloha 8).

**Obrázek 8** Umístění elektrod na horní a dolní končetině InBody S10



(InBody S10, n.d.)

**Tabulka 6** Specifika přístrojů InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000

Hodnotící parametr	InBody S10	BodystatQuadscan 4000
Impedance	1kHz, 5 kHz, 50 kHz, 250 kHz, 500 kHz, 1000 kHz	5, 50, 100 a 200 kHz
Fázový úhel	5 kHz, 50 kHz, 250 kHz	50 kHz
Reaktance	5 kHz, 50 kHz, 250 kHz	50 kHz
Intenzita proudu	100 $\mu$ A (1kHz),500 $\mu$ A (ostatní frekvence)	620 $\mu$ A (všechny měřící frekvence)
Metoda umístění a typ elektrod	Systém čtyř-polárních 8 bodových dotykových elektrod (čtyři na každé straně těla)	Čtyři adhezivní elektrody na pravé straně těla
Segmentální analýza	Segmentální analýza svaloviny a vody	Ne
Výstupní hodnoty TS	ECW, ICW, TBW, BCM, FM, FFM, SMM, bílkoviny, minerály, viscerální tuk	ECW, ICW, TSW, TBW, BCM, FM, FFM, SMM
Průběh elektrického proudu tělem	Proud prochází oběma polovinami těla	Proud prochází pouze pravou (levou) polovinou těla. Druhá strana je dopočítávána softwarem přístroje

Vysvětlivky: ECW - extracelulární voda, ICW - intracelulární voda, TSW, TBW - celková tělesná voda, BCM - buněčná hmota, FM - tělesný tuk, FFM - tukuprostá hmota, SMM - kosterní svalstvo

(InBody S10, n.d.; Optingservis, n. d.; Bodystat Ltd., n.d.)

## 6.4 Vyhodnocení výsledků – analýza dat

Statistická analýza byla provedena v programu TIBCO Statistika™ 14.0.0 a Jamovi 2.5.3.

Charakteristika výzkumného souboru a naměřených dat byla provedena prostřednictvím základních popisných statistických charakteristik - aritmetický průměr ( $\bar{x}$ ), minimální hodnota (Min), maximální hodnota (Max) a směrodatná odchylka.

Normální rozdělení dat bylo ověřeno Shapiro-Wilkovým testem. Pro posouzení statistické významnosti rozdílů ve výsledcích vybraných parametrů TS mezi přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 byl za předpokladu dodržení normálního rozdělení dat použit párový t-test.

Pro posouzení míry asociace mezi hodnotami parametrů TS stanovených přístrojem InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 byl za předpokladu normálního rozdělení dat využit parametrický Pearsonův korelační koeficient  $r_p$ .

Jako ukazatel míry věcné významnosti (effect size) rozdílů mezi přístroji bylo použito Cohenovo  $d$ .

Intervaly hodnocení míry věcné významnosti pro Cohenovo  $d$ :

- $< (0,2-0,5)$  malý efekt
- $< (0,5-0,8)$  střední efekt
- $\geq 0,8$  velký efekt (Cohen, 1988).

Věcná významnost informuje o významnosti výsledků výzkumu pro běžnou praxi (Soukup et al, 2021). Jednou z hlavních výhod věcné významnosti vzhledem k malému počtu probandů v řešené diplomové práci je nezávislost míry věcné významnosti na velikosti výzkumného souboru (počtu pozorování). Na rozdíl od statistické významnosti, kde u malých vzorků dochází zpravidla k nadhodnocení  $p$  hodnoty. V případě velkých vzorků je naopak  $p$  hodnota podhodnocována (Soukup, 2013).

Ke stanovení míry asociace mezi nominálními, ordinálními a kardinálními daty byla vyhotovena korelační matice Spearmanova korelačního koeficientu ( $r_s$ ) a vypočítán koeficient determinace ( $R^2$ ). Koeficient determinance je druhou mocninou korelačního koeficientu a

charakterizujeme ho jako podíl (procento) vysvětleného rozptylu. Určuje z kolika procent je hodnota jedné proměnné vysvětlena druhou proměnnou a kolik procent vysvětlení připadá na jiné (nezjištěné) faktory (Soukup et al, 2021).

Použité testy byly vyhodnocovány na statistické hladině významnosti  $\alpha = 0,05$ .

Použité zdroje byly citovány dle citační normy APA verze 7.

## 7 VÝSLEDKY

Kapitola s výsledky je členěna do tří částí. První část se věnuje porovnání průměrných hodnot parametrů TS naměřených přístroji InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000. Dále stanovením významnosti rozdílů mezi těmito hodnotami v celém souboru probandů.

Druhá část se zabývá hodnocením míry asociace mezi vybranými faktory potenciálně ovlivňujícími měření TS a rozdílem v naměřených hodnotách TS z řešených bioimpedančních přístrojů s cílem stanovit nejvýznamnější prediktor variability rozdílů ve výsledcích měření.

Třetí část je zasvěcena porovnání průměrných hodnot parametrů TS naměřených na přístroji InBody S10 (dále jen InBody) a Bodystat Quadscan 4000 (dále jen Bodystat), včetně vyhodnocení významnosti rozdílů hodnot v subsouborech probandů dle nejvýznamnějšího faktoru difference.

## 7.1 Porovnání výsledků měření tělesného složení v celém souboru

Tabulka 7 Vyhodnocení testové statistiky - celý souboru

Parametr TS	Přístroj	$\bar{x} \pm SD$	Rozdíl $\bar{x}$ I - B	d	$r_p$
TBW (%)	InBody	49,6 ± 5,9	-3,1 ± 5,0 *	-0,622	0,642**
	Bodystat	52,7 ± 5,9			
TBW (l)	InBody	38,9 ± 7,5	-2,8 ± 4,6*	-0,614	0,875***
	Bodystat	41,7 ± 10,3			
FFM (%)	InBody	66,6 ± 7,8	-7,6 ± 6,6***	-1,160	0,645**
	Bodystat	74,2 ± 8,4			
FFM (kg)	InBody	52,1 ± 10,0	-6,4 ± 6,1***	-1,047	0,887***
	Bodystat	58,5 ± 13,8			
FM (%)	InBody	33,4 ± 7,8	7,6 ± 6,6***	1,160	0,645**
	Bodystat	25,8 ± 8,4			
FM (kg)	InBody	26,7 ± 9,4	6,4 ± 6,1***	1,060	0,757***
	Bodystat	20,3 ± 7,6			

Vysvětlivky: d - Cohenovo d, FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %),  $r_p$  - Pearsonův korelační koeficient, SD - směrodatná odchylka, rozdíl  $\bar{x}$  (I - B) - rozdíl mezi aritmetickým průměrem z InBody a Bodystatu, TBW - celková tělesná voda (l, %),  $\bar{x}$  - aritmetický průměr. Statistická významnost na hladině \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ .

Průměrná hodnota TBW naměřená na přístroji InBody (49,6 ± 5,9 % tj. 38,9 ± 7,5 l) byla o 3,1 ± 5,0 % (-2,8 ± 4,6 l) nižší než průměrná hodnota TBW stanovená Bodystatem (52,7 ± 5,9 % tj. 41,7 ± 10,3 l). Uvedený rozdíl byl vyhodnocen jako signifikantní ( $p < 0,05$ ). Z hlediska věcné významnosti se v absolutních ( $d = -0,614$ ) i relativních ( $d = -0,622$ ) hodnotách TBW jedná o středně velký rozdíl

Rovněž rozdíl -7,6 ± 6,6 % (-6,4 ± 6,1 kg) mezi průměrnými hodnotami FFM z InBody (66,6 ± 7,8 % tj. 52,1 ± 10,0 kg) a Bodystatu (74,2 ± 8,4 % tj. 58,5 ± 13,8 kg) byl vyhodnocen jako signifikantní ( $p < 0,001$ ). Výsledek Cohenova d pro FFM (%) ( $d = -1,160$ ) a FFM (kg) ( $d = -1,047$ ) značí velký efekt. Rozdíly mezi výsledky FFM %, kg) jsou tedy velké.

Na rozdíl od předchozích dvou parametrů vykazuje InBody (33,4 ± 7,8% tj. 26,7 ± 9,4 kg) ve srovnání s Bodystatem (25,8 ± 8,4 %, 20,3 ± 7,6 kg) signifikantně nižší hodnotu FM ( $p < 0,01$ ) v absolutních i relativních hodnotách, a to v průměru o 7,6 ± 6,6 % (6,4 ± 6,1 kg).

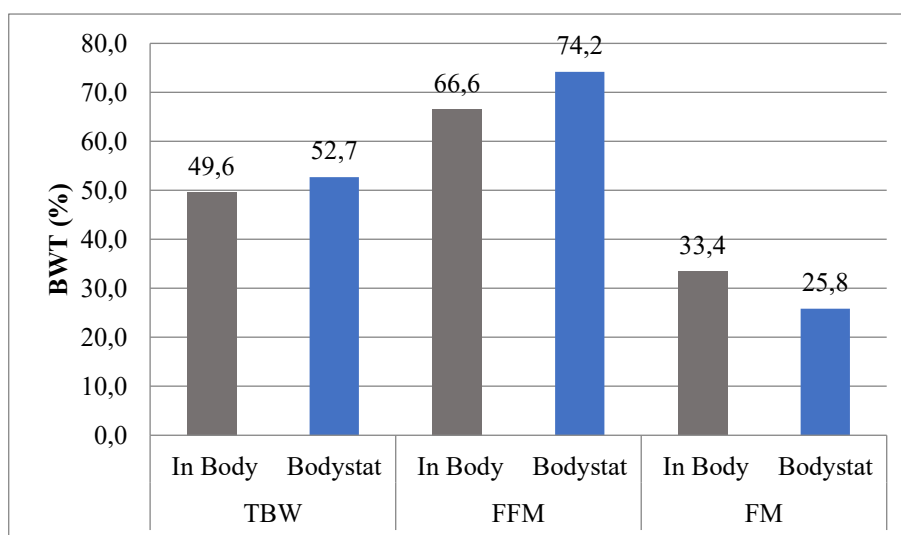


Dle Cohena  $d$  ( $d = 1,060 - 1,160$ ) se jedná o velký věcně významný rozdíl mezi hodnotami FM (kg, %) z přístroje InBody a Bodystat.

Z uvedených výsledků (graf 3 a tabulka 7) je patrné, že přístroj InBody stanovil signifikantně menší průměrné hodnoty parametrů TBW (%), a FFM (%), z čehož lze usuzovat že dochází k podhodnocování výsledků ve srovnání s Bodystatem. Opačně je tomu v případě parametrů FM (%), kde měl InBody tendence výsledky, ve srovnání s Bodystatem, signifikantně nadhodnocovat.

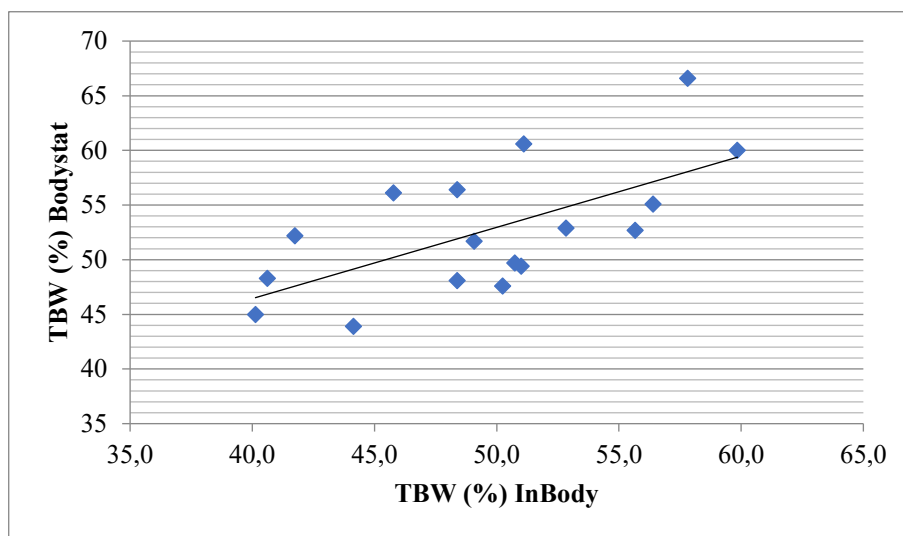
Výsledky rozdílů mezi vybranými parametry z přístroje Bodystat vykazovaly větší hodnoty SD. Uvedené skutečnosti svědčí o větší variabilitě výsledků z přístroje Bodystat.

Výsledky průměrů sledovaných parametrů TS a výsledky testové statistiky jsou uvedeny v tabulce 7.

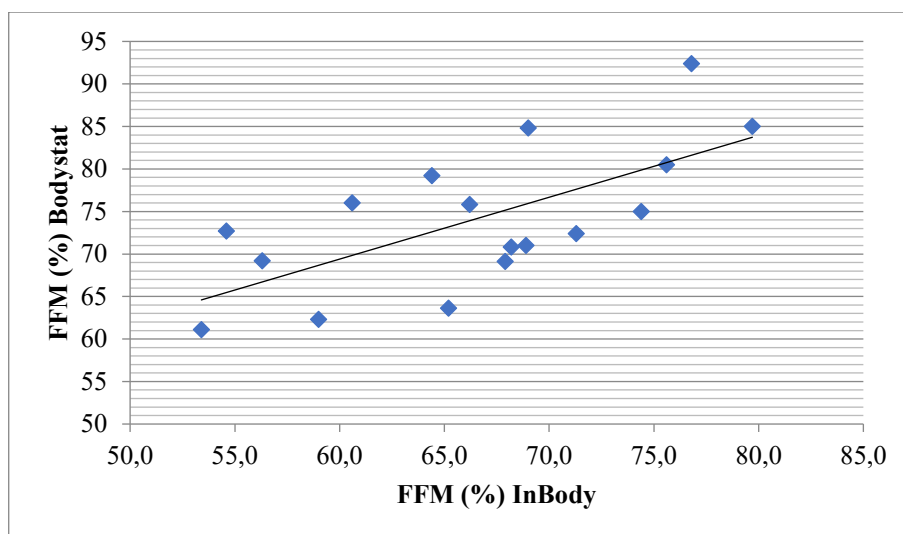


**Graf 3** Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - celý soubor

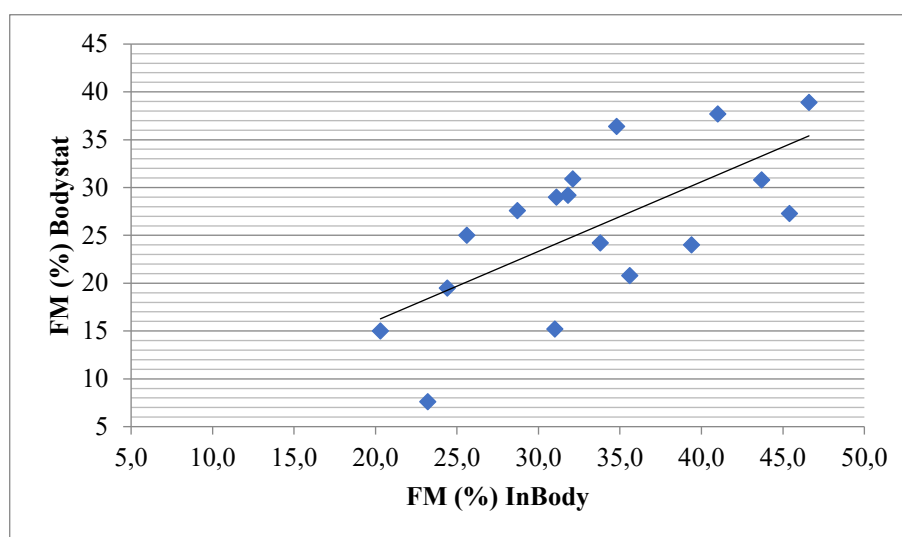
Výsledky korelační analýzy nepotvrdily přítomnost větších odchylek mezi hodnotami sledovaných parametrů TS z přístroje InBody a Bodystat (graf 4, 5 a 6). Hodnoty korelačního koeficientu pro parametry TBW ( $r_p = 0,642$ ), FFM ( $r_p = 0,645$ ) a FM ( $r_p = 0,645$ ) v procentuálním zastoupení BWT vykazují středně velkou pozitivní korelaci ( $p < 0,01$ ) (graf č.: 4,5 a 6). Závislost parametrů TBW ( $r_p = 0,875$ ), FFM ( $r_p = 0,887$ ) a FM ( $r_p = 0,757$ ) z přístroje InBody a Bodystat v absolutních hodnotách byla vyhodnocena dokonce jako velká ( $p < 0,001$ ).



**Graf 4** Korelace hodnot TBW (%) - celý soubor



**Graf 5** Korelace hodnot FFM (%) z přístroje InBody a Bodystat - celý soubor



**Graf 6** Korelace hodnot FM (%) z přístroje InBody a Bodystat - celý soubor

## 7.2 Analýza vlivu vybraných faktorů na rozdíly v naměřených hodnotách TS

V korelační analýze byla vyhodnocována míra vlivu vybraných faktorů na variabilitu rozdílů v měření vybraných parametrů TS (TBW, FFM, FM). Mezi zkoumané faktory byly zařazeny tyto atributy: pohlaví, věk (roky), přítomnost kovových fixací v organismu probanda (ano/ne), rozsah motorické poruchy (paraparéza, paraplegie, tetraparéza, tetraplegie) a BMI (kg/m<sup>2</sup>). Výstupy korelační analýzy ( $r_s$ ) a koeficient determinace ( $R^2$ ) byly podkladem pro stanovení nejvýznamnějšího testovaného prediktoru míry variability rozdílů v naměřených hodnotách TS. Kompletní korelační matice je k dispozici v příloze 2.

Vzájemné korelační koeficienty a koeficienty determinace vybraných faktorů a rozdílů mezi průměrnými hodnotami parametrů TS stanovených přístrojem InBody a Bodystat obsahuje tabulka 9.

**Tabulka 8** Korelační matice vybraných faktorů a rozdílů v naměřených hodnotách parametrů TS mezi přístrojem InBody a Bodystat

Proměnná	Korelace	TBW (l)  I – B	TBW (%)  I – B	FFM (kg)  I – B	FFM (%)  I – B	FM (kg)  I – B	FM (%)  I – B
Pohlaví	$r_s$	0,601	0,553	0,723	0,698	0,699	0,698
	$R^2$	0,36	0,31	0,52	0,49	0,49	0,49
Věk (roky)	$r_s$	-0,093	-0,044	-0,284	-0,384	-0,260	-0,384
	$R^2$	0,01	0,00	0,08	0,15	0,07	0,15
Fixace	$r_s$	0,510	0,453	0,411	0,396	0,411	0,396
	$R^2$	0,26	0,21	0,17	0,16	0,17	0,16
Rozsah motorické poruchy	$r_s$	0,025	-0,045	0,189	0,107	0,176	0,107
	$R^2$	0,00	0,00	0,04	0,01	0,03	0,01
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	$r_s$	0,547	0,510	0,518	0,360	0,507	0,360
	$R^2$	0,30	0,26	0,27	0,13	0,26	0,13

Vysvětlivky: BMI - body mass index (kg/m<sup>2</sup>), FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %),  $r_s$  - Spearmanův korelační koeficient,  $R^2$ - koeficient determinace, TBW - celková tělesná voda (l, %), Tučně zvýrazněné jsou statisticky významné hodnoty na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Čím tmavší barva buňky, tím silnější je korelace hodnot.

Z výsledků korelační analýzy (tabulka 8) je zřejmá středně silná až silná pozitivní korelace ( $r_s = 0,601 - 0,723$ ) atributu pohlaví a rozdílů v parametrech TS ( $p < 0,05$ ). Nejsilnější korelace byla vyhodnocena mezi pohlavím a rozdílem ve stanovení FFM (kg). Tato skutečnost nepovídá, že výsledky TS z InBody a Bodystatu dosahují v subsouboru mužů větších vzájemných rozdílů než v subsouboru žen. Dle koeficientu determinace je faktor pohlaví schopen predikovat 31-59 % variability rozdílu ve stanovení TS mezi přístrojem InBody a Bodystat.

Naopak faktor věku ani rozsah motorické poruchy nevykazoval signifikantní vliv na odchylky mezi sledovanými parametry TS ( $p > 0,05$ ). Středně silná negativní korelace byla zjištěna pouze mezi atributem věk a parametry FFM a FM ( $r_s = -0,384$ ). Obdobně také hodnoty koeficientů determinace lze u těchto vztahů považovat za zanedbatelné.

Přítomnost kovových fixací v organismu měla signifikantní vliv pouze na parametr TBW(l) ( $r_s = 0,510$ ,  $p < 0,05$ ). Dle koeficientu determinace je větší variabilita rozdílu ve stanovení TBW (l) až z 26 % způsobena přítomností kovových fixací v organismu probanda. V případě ostatních parametrů TS byl koeficient determinace nižší ( $R^2 = 0,21 - 0,16$ ). Nalezené středně velké pozitivní korelace přítomnosti fixací a rozdílů ve stanovení parametrů TBW (%), FFM (% , kg) a FM (% , kg) nebyly signifikantní ( $p < 0,05$ ).

Atribut BMI statisticky významně koreluje s rozdíly ve stanovení TBW (% , l), FFM (kg) a FM (kg) ( $r_s = 0,507 - 0,547$ ,  $p < 0,05$ ). U těchto parametrů byly vypočítány také nejvyšší koeficienty determinace, které napovídají, že hodnoty BMI predikují 26-30 % rozdílu ve stanovení TS. Nejnižší korelaci vykazoval parametr FFM (%) a FM (%) ( $r_s = 0,360$ ,  $p > 0,05$ ). Velikost BMI má středně velký pozitivní vliv na míru variability rozdílů ve stanovení všech sledovaných parametrů TS mezi přístroji InBody a Bodystat. Lze tedy říci, že čím vyšší je hodnota BMI probanda, tím lze očekávat větší odchylky v měření TS mezi řešenými přístroji. Přičemž největší předpoklad k větší variabilitě výsledků TS mezi InBody a Bodystatem mají muži s vysokým BMI.

### 7.3 Porovnání výsledků měření tělesného složení v celém souboru

**Tabulka 9** Popisné statistické charakteristiky vybraných parametrů TS - ženy

Ženy (n = 8)						
Parametr TS	InBody			Bodystat		
	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max
TBW (%)	49,0 ± 4,9	40,1	55,7	49,2 ± 3,4	43,9	52,9
TBW (l)	34,0 ± 5,2	26,5	41,6	34,1 ± 4,9	27,9	40,8
FFM (%)	65,8 ± 6,8	53,4	74,4	68,8 ± 5,8	61,1	75,8
FFM (kg)	45,7 ± 7,1	35,7	55,7	47,6 ± 5,7	40,9	56,6
FM (%)	34,2 ± 6,7	25,6	46,6	31,2 ± 5,8	24,2	38,9
FM (kg)	24,1 ± 7,0	15,3	36,4	22,1 ± 6,5	13,1	30,3

Vysvětlivky: FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %), Max - maximální hodnota, Min - minimální hodnota, n – počet probandů, SD - směrodatná odchylka, TBW - celková tělesná voda (l, %),  $\bar{x}$  - aritmetický průměr.

Tabulka 9 obsahuje základní charakteristiku výsledků z přístrojů InBody a Bodystat. Průměrná hodnota TBW naměřená přístrojem InBody činila v subsouboru žen 49,0 ± 4,9 % respektive 34,0 ± 5,2 l. Minimální hodnota byla 40,1 % a maximální 55,7 %. Hodnoty FFM se pohybovaly v rozmezí od 53,4 % do 74,4 % BWT s průměrem 65,8 ± 6,8 % (45,7 ± 7,1 kg). Průměrná hodnota FM činila 34,2 ± 6,7 % respektive 24,1 ± 7,0 kg, přičemž minimální naměřená hodnota představovala 25,6 % a maximální 46,6 % BWT.

Dle výsledků z přístroje Bodystat představovala průměrná hodnota TBW v subsouboru žen 49,2 ± 3,4 % z BWT, respektive 34,1 ± 4,9l. Výsledné hodnoty TBW se pohybovaly mezi 43,9 % a 52,9 %. Hodnoty FFM činily v průměru 68,8 ± 5,8 % (47,6 ± 5,7 kg). Minimální hodnota FFM byla 61,1 %, oproti tomu maximální hodnota představovala 75,8 % z BWT. FM naměřený přístrojem Bodystat reprezentoval v průměru 31,2 ± 5,8 % z BWT. Hodnoty FM se pohybovaly v rozmezí od 24,2 % do 38,9 %.

Výsledky z přístroje InBody vykazovaly nižší průměrné hodnoty parametrů TBW (%), l) a FFM (%), kg) a naopak vyšší průměrné hodnoty FM (%), kg) oproti hodnotám naměřeným Bodystatem ( $p > 0,05$ ).

Průměrné hodnoty parametrů TS v subsouboru žen z přístroje InBody a Bodystat jsou znázorněny v grafu 7.

**Tabulka 10** Vyhodnocení testové statistiky - ženy

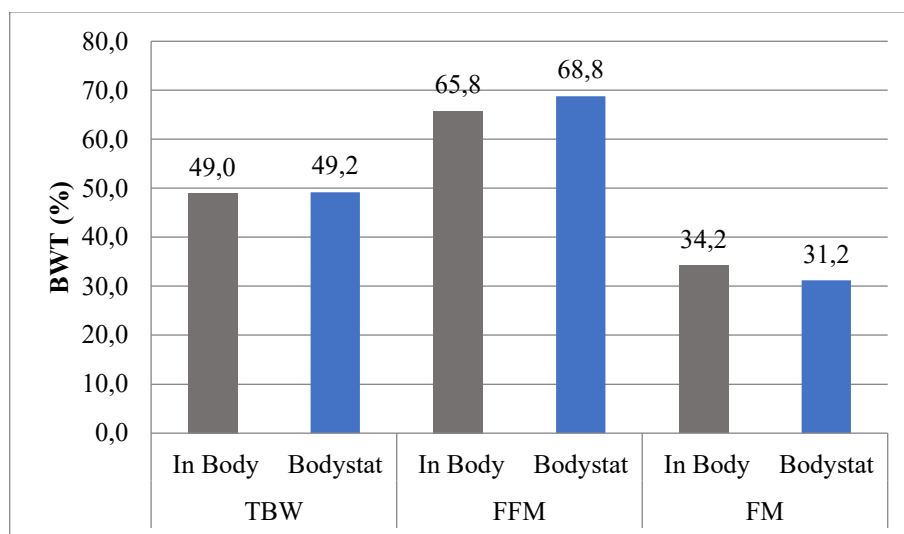
Parametr TS	Ženy (n = 8)		
	Rozdíl $\bar{x}$ I - B	d	$r_p$
TBW (%)	$-0,2 \pm 2,5$	-0,076	0,887**
TBW (l)	$-0,1 \pm 1,7$	-0,065	0,943***
FFM (%)	$-3,0 \pm 3,8$	-0,793	0,828*
FFM (kg)	$-1,9 \pm 2,5$	-0,763	0,946***
FM (%)	$3,0 \pm 3,8$	0,793	0,828*
FM (kg)	$2,0 \pm 2,5$	0,793	0,932**

Vysvětlivky: d - Cohenovo d, FFM - tukuprostá hmotnost (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %), n – počet probandů,  $r_p$  - Pearsonův korelační koeficient, SD - směrodatná odchylka, rozdíl  $\bar{x}$  (I – B) - rozdíl mezi aritmetickým průměrem z InBody a Bodystatu, TBW - celková tělesná voda (l, %),  $\bar{x}$  - aritmetický průměr. Statistická významnost na hladině \*  $p < 0,05$ , \*\*  $p < 0,01$ , \*\*\*  $p < 0,001$ .

Dle vyhodnocení testové statistiky uvedené v tabulce 10 nebyly v subsouboru žen nalezeny signifikantní rozdíly mezi výstupy z přístroje InBody a Bodystat pro žádný sledovaných parametrů TS v absolutních a relativních hodnotách. Průměrné hodnoty sledovaných parametrů u žen jsou znázorněny v grafu 7.

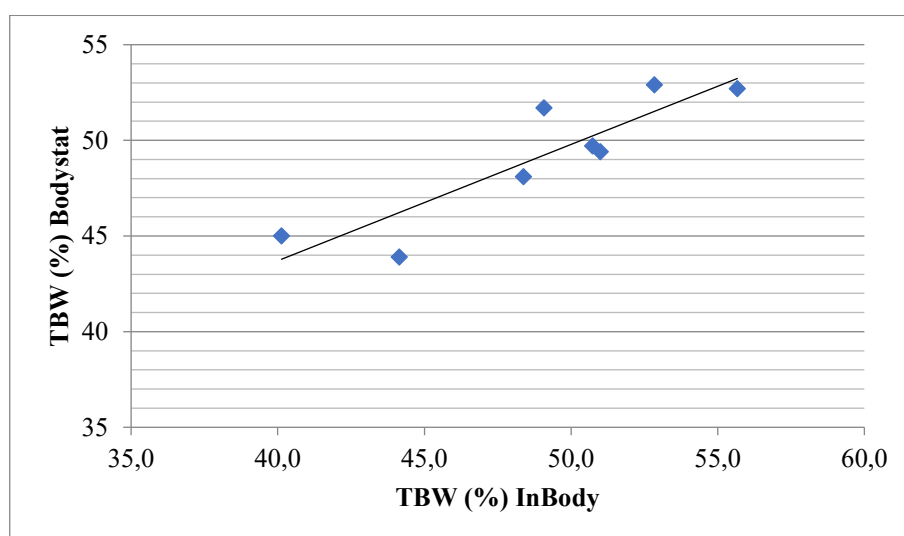
Průměrný rozdíl v zastoupení TBW mezi přístrojem InBody a Bodystat činil  $-0,2 \pm 2,5$  % respektive  $-0,1 \pm 1,7$  l. Uvedené rozdíly jsou z hlediska věcné významnosti klasifikovány jako malé pro TBW (%) ( $d = -0,076$ ) i TBW (l) ( $d = -0,065$ ).

Rozdíly mezi průměrnými hodnotami FFM a FM z přístroje InBody a Bodystat činily  $-3,0 \pm 3,8$  ( $-1,9 \pm 2,5$  kg) a  $3,0 \pm 3,8$  % ( $2,0 \pm 2,5$  kg) v tomto pořadí. V absolutních i relativních hodnotách byly rozdíly ve stanovení FFM ( $d = -0,793$  a  $d = -0,763$ ) a FM ( $d = 0,793$ ) dle Cohenova d vyhodnoceny jako středně velké.



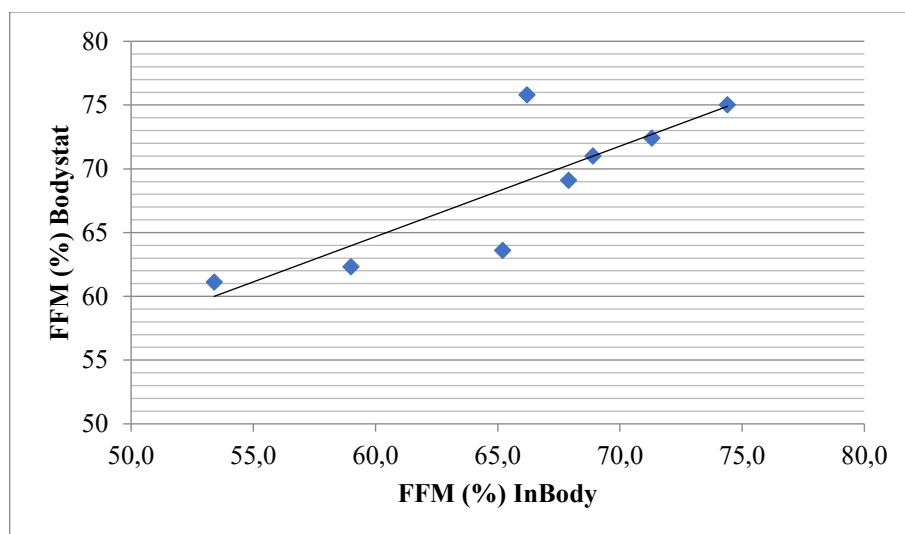
**Graf 7** Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - ženy

Analýza závislosti mezi vybranými parametry TS naměřenými přístrojem InBody a Bodystat v subsouboru žen vykazuje dle korelačního koeficientu ( $r_p$ ) velkou pozitivní korelaci mezi hodnotami TBW (%) ( $r_p = 0,887$ ,  $p < 0,01$ ), FFM (%) ( $r_p = 0,828$ ,  $p < 0,05$ ) a FM (%) ( $r_p = 0,828$ ,  $p < 0,05$ ). Obdobně také vzájemná závislost parametrů TBW ( $r_p = 0,943$ ,  $p < 0,001$ ), FM ( $r_p = 0,946$ ,  $p < 0,001$ ) a FFM ( $r_p = 0,932$ ,  $p < 0,01$ ) v absolutním zastoupení byla vyhodnocena jako velká. Korelace vybraných parametrů TS obsahují grafy 8, 9 a 10.

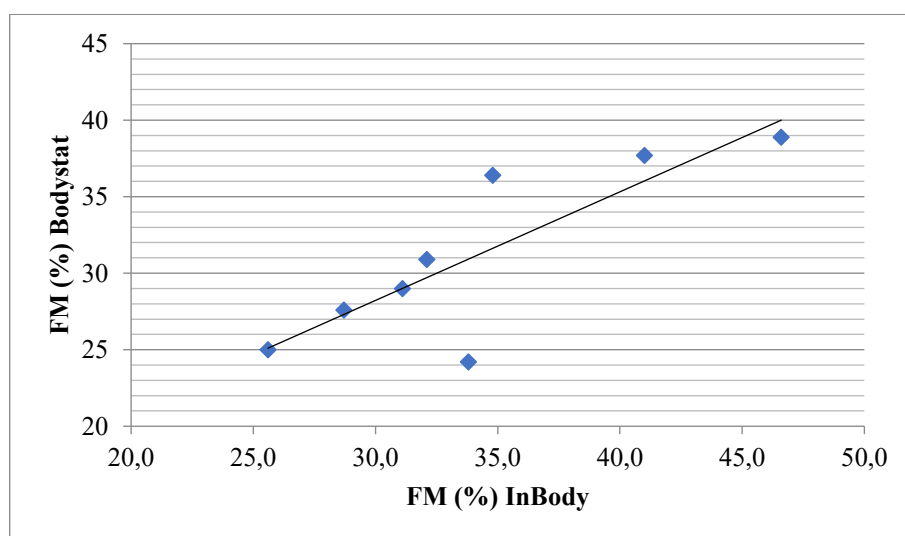


**Graf 8** Korelace průměrných hodnot TBW (%) - ženy





**Graf 9** Korelace průměrných hodnot FFM (%) - ženy



**Graf 10** Korelace průměrných hodnot FM (%) - ženy

## 7.4 Porovnání výsledků měření tělesného složení v subsouboru mužů

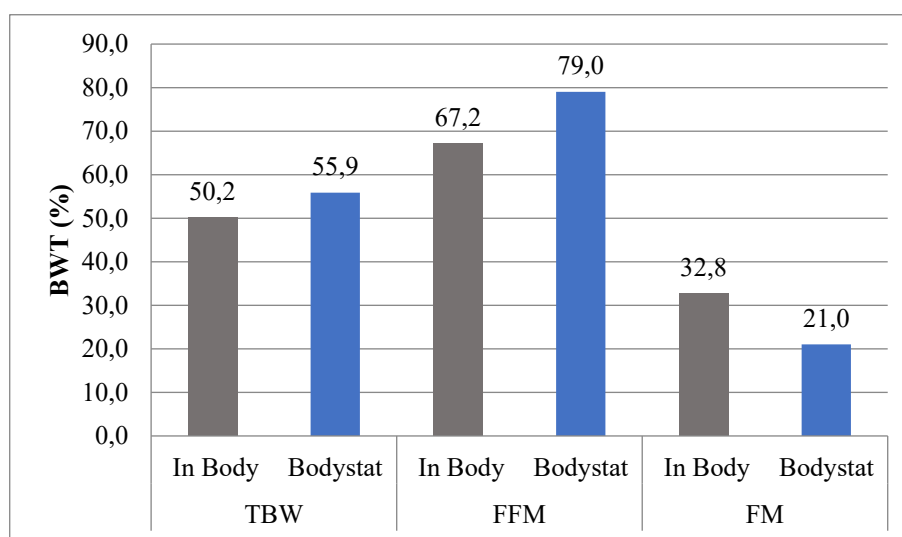
**Tabulka 11** Popisné statistické charakteristiky vybraných parametrů TS - muži

Muži (n = 9)						
Parametr TS	InBody			Bodystat		
	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max	$\bar{x} \pm SD$	Min	Max
TBW (%)	50,2 ± 6,9	40,6	59,8	55,9 ± 6,0	47,6	66,6
TBW (l)	43,2 ± 6,5	33,3	51,1	48,5 ± 9,1	39,0	60,6
FFM (%)	67,2 ± 9,0	54,6	79,7	79,0 ± 7,6	69,2	92,4
FFM (kg)	57,9 ± 8,9	44,7	69,0	68,3 ± 11,1	55,2	84,8
FM (%)	32,8 ± 9,0	20,3	45,4	21,0 ± 7,6	7,6	30,8
FM (kg)	29,0 ± 11,0	13,2	50,3	18,6 ± 8,5	6,6	35,4

Vysvětlivky: d - Cohenovo d, FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %), n – počet probandů,  $r_p$  - Pearsonův korelační koeficient, SD - směrodatná odchylka, rozdíl  $\bar{x}$  (I – B) - rozdíl mezi aritmetickým průměrem z InBody a Bodystatu, TBW - celková tělesná voda (l, %),  $\bar{x}$  - aritmetický průměr. Statistická významnost na hladině \* p < 0,05; \*\* p < 0,01; \*\*\* p < 0,001.

Tabulka 11 obsahuje základní popisné charakteristiky výstupů z přístroje InBody a Bodystat. Přístrojem InBody byla v souboru mužů naměřena průměrná hodnota TBW 50,2 ± 6,9 % respektive 43,2 ± 6,5 kg. Hodnoty TBW se pohybovaly v rozmezí od 40,6 do 59,8 % BWT. Zastoupení FFM činilo v průměru 67,2 ± 9,0 % z BWT, přičemž minimální hodnota byla 54,6 % a maximální naměřená hodnota 79,7 %. Průměrná hodnota FM byla 32,8 ± 9,0 % tj. 29,0 ± 11,0 kg. Rozpětí výsledných hodnot činilo v případě FM 20,3 až 45,4 % z BWT.

Dle výsledků z přístroje InBody dosahovala průměrná hodnota TBW 55,9 ± 6,0 % z BWT respektive 48,5 ± 9,1 l. Minimální hodnota byla 47,6 %, naopak maximální hodnota 66,6 %. Průměrná hodnota FFM činila 79,0 ± 7,6 % tj. 68,3 ± 11,1 kg. Hodnoty FFM se pohybovaly v rozmezí od 69,2 % do 92,4 % z BWT. Výsledné hodnoty zastoupení FM se v souboru pohybovaly mezi 7,6 % a 30,8 % z BWT s průměrem 21,0 ± 7,6 % (18,6 ± 8,5 kg). Průměrné naměřené hodnoty sledovaných parametrů zobrazuje graf 11.



**Graf 11** Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - mužů

**Tabulka 12** Vyhodnocení testové statistiky - muži

Parametr TS	Muži (n = 9)		
	Rozdíl $\bar{x}$ I - B	d	$r_p$
TBW (%)	$-5,7 \pm 5,3^*$	-1,069	0,668*
TBW (l)	$-5,3 \pm 5,1^*$	-1,029	0,838**
FFM (%)	$-11,7 \pm 5,8^{***}$	-2,024	0,771**
FFM (kg)	$-10,4 \pm 5,6^{***}$	-1,886	0,867**
FM (%)	$11,7 \pm 5,8^{***}$	2,024	0,771**
FM (kg)	$10,4 \pm 5,6^{***}$	1,868	0,868**

Vysvětlivky: d - Cohenovo d, FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %),  $r_p$  - Pearsonův korelační koeficient, SD - směrodatná odchylka, rozdíl  $\bar{x}$  (I - B) - rozdíl mezi aritmetickým průměrem z InBody a Bodystatu, TBW - celková tělesná voda (l, %),  $\bar{x}$  - aritmetický průměr,. Statistická významnost na hladině \*  $p < 0,05$ ; \*\*  $p < 0,01$ ; \*\*\*  $p < 0,001$ .

Přístrojem Bodystat byly v subsouboru mužů naměřeny signifikantně vyšší průměrné hodnoty TBW (%), (l) ( $p < 0,05$ ) a FFM (%), (kg) ( $p < 0,001$ ) a naopak signifikantně nižší průměrné hodnoty FM (%), (kg) ( $p < 0,001$ ) ve srovnání s výsledky TS z InBody.

Rozdíl mezi průměrnými hodnotami TBW z InBody a Bodystatu činil  $-5,7 \pm 5,3$  % (d = -1,069) tj.  $-5,3 \pm 5,1$  l (d = -1,029). Vysoké hodnoty Cohenova d svědčí o velké věcné významnosti rozdílů v absolutních i relativních hodnotách TBW.

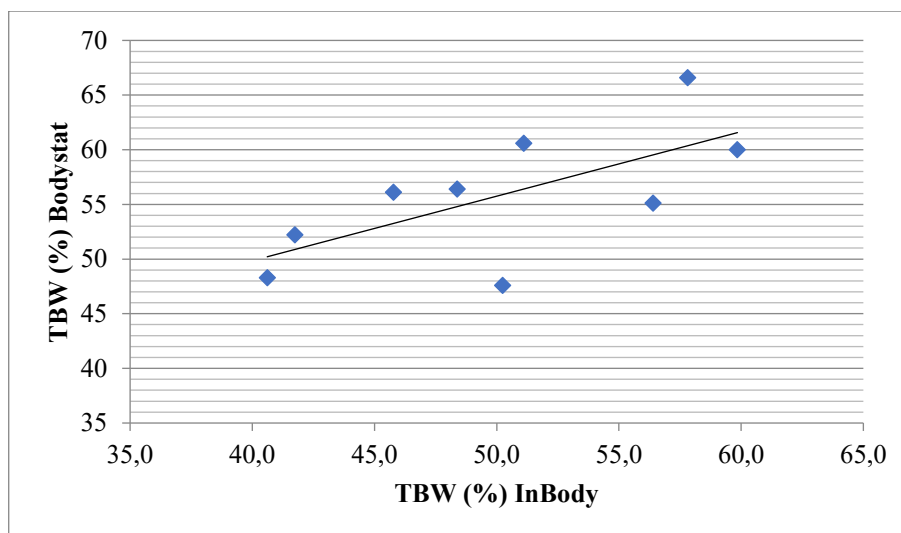
Přístrojem InBody byla naměřena dokonce o  $11,7 \pm 5,8$  % (d = -2,024) nižší hodnota FFM

než přístrojem Bodystat. Průměrný rozdíl v absolutních hodnotách činil  $-10,4 \pm 5,6$  kg ( $d = -1,866$ ). Uvedené rozdíly byly z hlediska věcné významnosti vyhodnoceny jako velké.

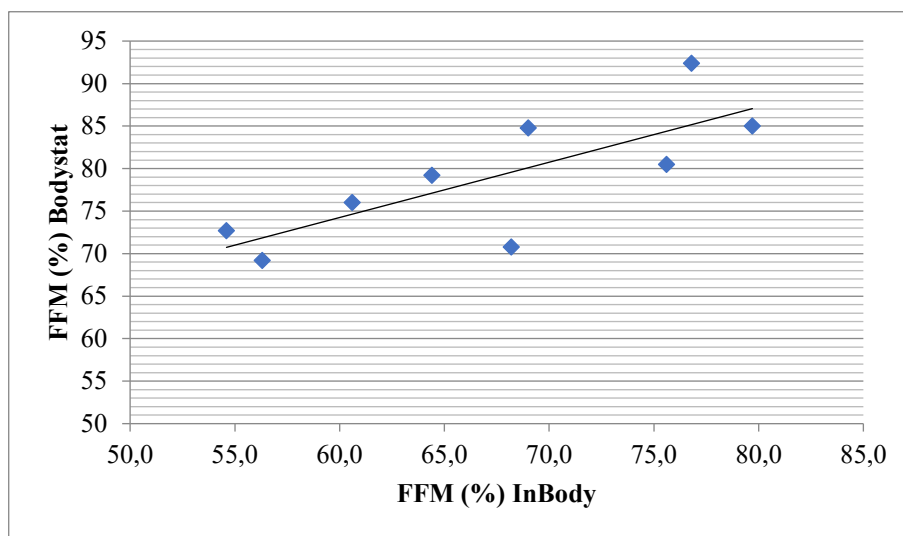
Naopak v případě FM byly přístrojem InBody naměřeny o  $11,7 \pm 5,8$  % ( $d = 2,024$ ) respektive  $10,4 \pm 5,6$  kg ( $d = 1,868$ ) vyšší hodnoty ve srovnání s Bodystatem. Obdobně jako u TBW a FFM byl věcný význam klasifikován jako velký.

Statistické vyhodnocení výstupů z přístroje InBody a Bodystat je uvedeno v tabulce 12.

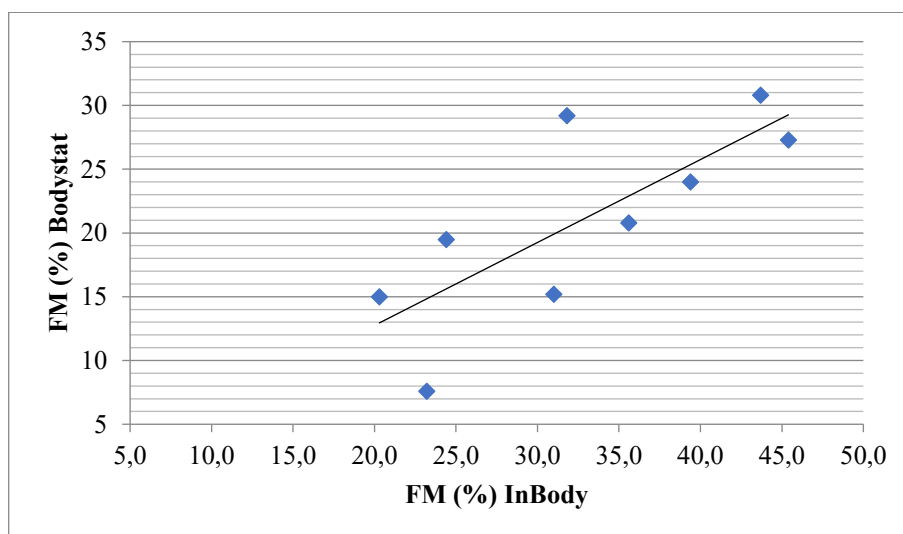
Výsledky korelační analýzy naznačují, navzdory signifikantním rozdílům mezi výstupy z InBody a Bodystatu, středně velkou až velkou pozitivní závislost výsledků TBW (%) ( $r_p = 0,668$ ,  $p < 0,05$ ) a TBW (l) ( $r_p = 0,838$ ,  $p < 0,01$ ). Obdobně také hodnoty korelačních koeficientů pro procentuální zastoupení parametrů FFM ( $r_p = 0,771$ ) a (FM  $r_p = 0,771$ ) značí velkou míru závislosti ( $p < 0,01$ ). Závislost parametrů FFM ( $r_p = 0,867$ ) a FM ( $r_p = 0,868$ ) z přístroje InBody a Bodystat v absolutních hodnotách byla taktéž vyhodnocena jako velká ( $p < 0,01$ ). Korelace vybraných parametrů TS v subsouboru mužů obsahují grafy 12,13 a 14.



**Graf 12** Korelace průměrných hodnot TBW (%) - muži



**Graf 13** Korelace průměrných hodnot FFM (%) - muži



**Graf 14** Korelace průměrných hodnot FM (%) - muži

## 8 DISKUZE

Řešená diplomová práce byla zaměřena na analýzu rozdílů v diagnostice TBW (l, %), FFM (kg, %) a FM (kg, %) mezi MF bioimpedančními přístroji InBody a Bodystat ve skupině osob s ML.

Zmíněné analyzátoři jsou běžně komerčně využívanými nástroji pro hodnocení výživového stavu a ověření fungování intervenčních programů k redukci nadváhy a obezity u osob s ML v Centru Paraple a nutriční ambulanci III. Interní kliniky VFN v Praze.

InBody S10 je segmentální analyzátor, který k měření využívá 8 bodových dotykových elektrod umístěných na všech čtyřech končetinách. Proud tedy prochází pravou i levou polovinou těla, což umožňuje měření každého tělesného segmentu (nohy, ruce, trup) zvlášť. Oproti tomu Bodystat Quadscan 4000 využívá pouze čtyři adhezivní elektrody umístěné ideálně na pravé polovině těla, přičemž měří impedanci těla jako celku (Moonen & Van Zanten, 2021). Přístroje se liší také měřicími frekvencemi a intenzitou elektrického proudu. Odlišný je samozřejmě i software přístrojů.

Uvedené přístroje nabízejí, kromě výsledků naměřených hodnot jednotlivých parametrů TS, také doporučení optimálních hodnot daného parametru vzhledem k somatickým charakteristikám probanda (pohlaví, věk, výška, hmotnost). Tato doporučení jsou však v populaci osob s ML vzhledem k odlišnostem v tělesné kompozici od referenční populace diskutabilní.

Přestože MF analyzátoři včetně Bodystatu nelze považovat za adekvátní náhradu referenční metody DEXA, vykazují při dodržení režimových opatření a doporučených postupů měření u zdravé populace s normální hmotností velmi dobrou shodu a jsou považovány za spolehlivé (Sun et al., 2005; Lim et al., 2009; Bužga et al., 2012; Achamrah et al., 2018)

Poněkud rozporuplné názory však existují v případě segmentálních MF přístrojů InBody. Zatímco McLester et al. (2020) zjistil velmi dobrou shodu mezi jednotlivými typy přístrojů InBody s referenční metodou DEXA u FM a FFM. Buckinx et al. (2015) a D'Hondt et al. (2022) naopak došli k závěru, že InBody vykazuje ve srovnání s DEXA významné rozdíly v odhadu FFM a FM. K obdobným závěrům došel také Esco et al. (2015) a Lahav et al. (2021), kteří našli signifikantní rozdíl ve stanovení FM a FFM mezi segmentální MF-BIA InBody

a DEXA u sportujících žen. Lindsey et al (2014) také zjistil významné nadhodnocení TBW analyzátoři InBody včetně InBody S10 ve srovnání s metodou ředění izotopů, která je referenční metodou pro odhad TBW.

Většina autorů se shoduje, že segmentální i celotělové MF přístroje mají tendenci mírně podhodnocovat FM a nadhodnocovat FFM oproti DEXA (Bužga et al., 2012; McLester et al., 2020). Völgyi et al. (2008) však poukazuje, že míra podhodnocení FM je závislé na BMI a pohlaví probandů. Významné nadhodnocení FFM a podhodnocení FM je patrné zejména u osob s nadváhou a obezitou (Achamrah et al., 2018; Větrovská et al., 2009; Sun et al., 2005)

Autoři, kteří se zabývali srovnáním metody BIA a DEXA u osob s ML se shodují, že BIA systematicky podhodnocovala % FM a nadhodnocovala % FFM oproti DEXA (Spungen et al., 1995; Goosey-Tolfrey et al., 2016; Mojtahedi et al., 2009) včetně Gater et al (2021), který ve své studii uvedl, že Bodystat Quadcan 4000 podhodnocuje FM o 11,5 % ve srovnání s DEXA.

Ačkoli je metoda DEXA považována za zlatý standard měření TS se standartní chybou měření menší než 3 %, je vzhledem ke své finanční a technické náročnosti využívána téměř výhradně pro výzkumné účely. Další nevýhodou je také malá radiační zátěž měřeného subjektu, díky čemuž není metoda DEXA vhodná pro opakovaná měření. (Větrovská et al., 2009) Z těchto důvodů jsou v praxi i přes nedostatečné důkazy o spolehlivosti měření TS u osob s ML využívány častěji přístroje BIA.

Hlavními výhodami bioimpedančních přístrojů oproti metodě DEXA je nenáročnost na obsluhu a technické vybavení, snadno interpretovatelné výsledky, možnost opakovaných měření a relativně nízká pořizovací cena (Malá et al., 2014; Janouch, 2008). Na rozdíl od jiných komerčně využívaných bioimpedančních přístrojů jsou InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 snadno přenosné a umožňují měření u lůžka, které je z důvodu snížené mobility osob s ML důležitým předpokladem pro realizaci měření.

Výzkum se zabývá nejprve otázkou, zda se prokáže shoda ve výsledcích TS naměřených na přístrojích Bodystat Quadscan 4000 a InBody S10 v celém souboru osob s ML.

Přístroj InBody měl ve srovnání s Bodystatem tendenci signifikantně podhodnocovat parametry TBW (%<sub>l</sub>) a FFM (%<sub>kg</sub>) a signifikantně nadhodnocovat FM (%<sub>kg</sub>). Z výsledků výzkumu je patrné, že nejmenší rozdíl byl nalezen u parametru TBW (-3,1 ± 5,0 % tj. -2,8

$\pm 4,6$  kg). Z hlediska věcné významnosti se uvedený rozdíl jeví jako středně velký ( $d = 0,614-0,622$ ). Téměř shodné rozdíly vykazovaly průměrné hodnoty FMM ( $-7,6 \pm 6,6$  % tj.  $-6,4 \pm 6,1$  kg) a FM ( $7,6 \pm 6,6$  % tj.  $6,4 \pm 6,1$  kg), u kterých byla zjištěna velká věcná významnost ( $d = 1,060-1,047$ ). Navzdory signifikantní rozdílu byla mezi výsledky z přístroje InBody a Bodystat nalezena středně velká až velká signifikantní korelace ( $r_p = 0,64-0,887$ ).

Na základě výsledků statistické analýzy byla zamítnuta  $H_{10}$  a přijmata alternativní hypotézu  $H_{1A}$ : Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami alespoň jednoho z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000.

Diferencemi v měření bioimpedančních přístrojů v populaci osob s ML se zabýval také Ma et al. (2022), který porovnával výsledné hodnoty FM a FFM stanovené celotělovou SF-BIA Bodystat 1500 MDD a segmentální MF-BIA InBody S10. Studie se zúčastnilo 50 mužů a žen v chronické fázi po poranění míchy s různým rozsahem motorické poruchy. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami přístrojů byl  $-4,2$  kg FFM,  $3,9$  kg FM a  $5,1$  % FM.

Obdobně jako v našem výzkumu došel Ma et al. (2022) k závěru, že segmentální MF-BIA podhodnocovala FFM a nadhodnocování FM (kg, %) oproti celotělové BIA. Důvodem může být schopnost segmentální BIA lépe odhalit stranové asymetrie ve složení těla, které u osob s ML vznikají např. vlivem odlišného stupně spasticity na levostranných a pravostranných končetinách, která zmírňuje atrofii kosterního svalstva. Dle Bunce (2007) může rozdíl mezi pravou a levou polovinou těla způsobit chybu v měření až 2 %. Nutno však podotknout, že přístroje, které ve své práci použil Ma et al. (2022) se odlišují také tím, že jeden využívá MF-BIA a druhý SF-BIA, což může být samo o sobě zdrojem rozdílu v měření.

Toto tvrzení rozporuje Gába et al. (2011), který při porovnávání segmentální MF-BIA s celotělovou SF-BIA ve zdravé populaci, která našla velké signifikantní korelace v hodnotách FM (kg) ( $r_p = 0,97$ ) i FFM ( $r_p = 0,91$ ).

Porovnání segmentálních MF přístrojů InBody 230 a Bodystat Quadscan 4000 u zdravých jedinců se ve své práci věnoval Hojgr (2010), který zjistil rozdíl v odhadu FM pouze 1,1 %. Nevýznamné rozdíly ve stanovení FFM (0,6 %) a FM (0,61 %) zjistila také Marečková (2010), která ve svém výzkumu porovnávala výsledky MF-BIA Bodystat Quadscan 4000



a segmentální MF-BIA Tanita.

Naopak k obdobným zjištěním jako v našem výzkumu došel u zdravé populace Kutáč a Kopecký (2015), kteří naměřili signifikantní rozdíly mezi průměrnými hodnotami parametru TBW (1,6 % tj. 1,2 l) a FM (-2,6 % tj. -1,9 kg) mezi segmentálním a celotělovým MF-BIA InBody. Z hlediska věcné významnosti měly tyto rozdíly malý až středně velký význam ( $d = 0,3-0,6$ ).

Příčinou značně větších rozdílů ve stanovení TS mezi přístrojem InBody a Bodystat v naší studii oproti výzkumu Hojgra (2010) a Marečkové (2010) je pravděpodobně použití predikčních rovnic pro zdravou populaci, které nezohledňují specifika v tělesném složení osob s ML a jejich nutriční stav. Aplikace nevhodných predikčních rovnic dle věku, pohlaví a množství FM v těle může v krajním případě způsobit odchylku v měření až 80 % (Bunc, 2007). Abychom však byli schopni spolehlivě vyhodnotit rozdíl způsobený predikčními rovnicemi, museli bychom nejprve porovnat naměřené hodnoty impedance z obou přístrojů. Tímto problémem se zabýval Mojtahedi et al. (2009), který porovnával různé predikční rovnice na základě bioimpedance stanovené jedním bioimpedančním analyzátozem u osob s ML. Výsledky ukázaly, že ačkoli byly vstupní naměřené hodnoty impedance stejné, odvozené hodnoty FM se v závislosti na použité rovnici lišily. Predikční rovnice pro běžnou populaci nadhodnocovala FM o 3,2 % oproti rovnici pro sportující populaci a o 3,3 % oproti rovnici vyvinuté pro osoby s ML dle Kociny a Heywarda.

Vyloučit bohužel nemůžeme ani chybu obsluhy přístroje. Přestože jsme se v našem výzkumu snažili tento faktor minimalizovat, mohlo dojít k chybnému umístění elektrod, které potenciálně způsobuje zkreslení výsledků až o 3 %.

Odchylky mezi měřeními může způsobit také odlišná citlivost přístroje InBody a Bodystat na změny v hydrataci způsobené periferním edémem, již výše zmíněnou atrofií kosterního svalstva nebo nedodržením časového odstupu od posledního jídla a pití. Dle Bunce (2007) predikuje abnormální stav hydratace u zdravé populace zkreslení výstupů měření až o 4 %.

Nesmíme opomenout také eventuální zkreslení výsledků způsobené přítomností titanových fixací v organismu probandů, které mohou v různé míře přispět ke snížení naměřené impedance.

Další část výzkumu byla věnována analýze vlivu vybraných faktorů (věk, pohlaví, BMI, rozsah motorické poruchy a přítomnost titanových fixací) na variabilitu odchylek v naměřených hodnotách TS mezi přístrojem InBody a Bodystat.

Výsledky korelační analýzy odhalily, že největší shodu mezi výslednými hodnotami TBW, FFM a FM lze očekávat u žen bez fixací s nižšími hodnotami BMI nezávisle na věku a rozsahu motorické poruchy.

Středně velký signifikantní vliv na rozdíly v naměřených hodnotách TBW (%), FFM (kg) a FM (kg) byl nalezen také u atributu BMI ( $r_s = 0,507-0,547$ ). S vyššími hodnotami BMI lze předpokládat větší odchylky ve stanovení parametrů TS včetně FFM (%) a FM (%) ( $r_s = 0,360, p > 0,05$ ).

Naše zjištění je v souladu s výsledky Völgyi (2008), který potvrdil větší odchylky mezi bioimpedančními přístroji se zvyšujícím se procentem FM. Tímto problémem se zabývala také Větrovská et al. (2009), která u žen s nadváhou a obezitou zjistila rozdíl mezi MF analyzátory v rozmezí 3,1–5,4 % FM.

Dále bylo zjištěno, že přítomnost titanových fixací má středně velký vliv na rozdíly ve stanovení parametrů TS ( $r_s = 0,396-0,453, p > 0,05$ ). Signifikantní větší rozdíl u osob s titanovými fixacemi v organismu oproti probandům bez titanových fixací však byl nalezen pouze ve stanovení parametru TBW (l) ( $r_s = 0,510, p < 0,05$ ).

Jelikož jsou titanové implantáty dobře vodivé, může jejich přítomnost v organismu snížit impedanci těla a podhodnotit výsledné hodnoty FM, přičemž míra zkreslení je závislá na délce, lokalizaci a materiálu implantátu a samozřejmě na typu použitého bioimpedančního přístroje. Wagner (2020) uvádí, že titanový hřeb v holenní kosti o délce 345 mm způsobí nadhodnocení FFM o 0,4 až 1,9 kg a podhodnocení FM o 0,6 až 2,7 % v závislosti na použité predikční rovnici. Naopak kovové implantáty využívané při endoprotéze kyčelního kloubu neměly dle výzkumu Ukai & Watanabe (2023) a Steihauga et al. (2017) významný vliv na naměřené hodnoty impedance. V dostupné literatuře bohužel nebyly nalezeny studie, které by se zabývaly vlivem titanových fixací, používaných ke stabilizaci páteře, na naměřené hodnoty impedance nebo odhad parametrů TS u různých typů bioimpedančních analyzátorů.

Trup sám o sobě je dobrým vodičem a na celkové impedanci těla se podílí přibližně pouze

z 5-12 % (Dehghan & Merchant, 2008; Simini & Bertemes-Filho, 2018). Lze tedy předpokládat, že implantáty umístěné na páteři způsobují menší zkreslení ve srovnání s implantáty v oblasti dolních končetin.

V našem výzkumu byl dále ověřován faktor věku a rozsahu motorické poruchy. Dle výsledků nemají tyto atributy významný vliv na rozdíl žádného z vybraných parametrů TS. Oba přístroje jsou tedy pravděpodobně stejně citlivé na změny v TS a geometrii těla související s ML a věkem probandů. Vlivu věku na rozdíly ve stanovení TS BIA se u zdravé populace věnoval Gába et al. (2011), který zjistil, že segmentální MF-BIA mírně nadhodnocuje FM a podhodnocuje FFM ve srovnání s celotělovou SF-BIA v závislosti na věku probandů.

Nejvýznamnějším prediktorem rozdílů mezi naměřenými hodnotami parametrů TBW (%), FFM (%), a FM (%) z obou přístrojů je dle výsledků korelační analýzy faktor pohlaví. Dle koeficientu determinace je faktor pohlaví v závislosti na konkrétním parametru TS schopen vysvětlit 31 až 52 % rozdílu ve stanovení TS. Středně silné až silné signifikantní korelace ( $r_s = 0,601-0,723$ ) naznačují, že u mužů mají přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 tendenci měřit s většími vzájemnými odchylkami než u žen.

Vzhledem k signifikantní středně silné pozitivní korelaci atributu pohlaví a přítomnosti kovových fixací ( $r_s = 0,588$ ) však existují pochybnosti, zda menší rozdíly ve stanovení TS v subsouboru žen nejsou způsobeny skutečností, že mezi probandy s fixacemi jsou pouze ženy. V tomto případě by bylo vhodné ověřit sílu vztahu mezi fixacemi a TBW pomocí parciálního koeficientu determinace, který umožňuje odhalit závislost dvou proměnných za vyloučení vlivu ostatních proměnných.

V návaznosti na výsledky korelační analýzy se výzkum dále zabýval rozdíly ve stanovení TS mezi přístrojem InBody a Bodystat v subsouborech dle pohlaví.

Porovnáním výsledků TS z přístroje InBody a Bodystat v subsouboru žen nebyly nalezeny signifikantní difference ve stanovení TBW (%), FFM (%) a FM (%). Rozdíly mezi průměrnými hodnotami činily  $-0,2 \pm 2,5$  % ( $-0,1 \pm 1,7$  l) TBW,  $-3,0 \pm 3,8$  ( $-1,9 \pm 2,5$  kg) FFM a  $3,0 \pm 3,8$  ( $2,0 \pm 2,5$  kg) FM. Z hlediska věcné významnosti byly uvedené rozdíly vyhodnoceny jako malé až středně velké. Výsledky z obou přístrojů vykazovaly středně velkou až velkou signifikantní korelaci ( $r_p = 0,828-0,946$ ).

Na základě výsledků statistické analýzy nezamítáme  $H_{30}$ : Neexistuje statisticky

významný rozdíl mezi výslednými hodnotami žádného z porovnávaných parametrů TS – TBW (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 v subsouboru mužů.

V subsouboru mužů byly přístrojem Bodystat naměřeny signifikantně vyšší průměrné hodnoty TBW (% l) a FFM (% kg) a naopak signifikantně nižší průměrné hodnoty FM (% kg) ve srovnání s výsledky TS z InBody. Z hlediska věcné významnosti byl průměrný rozdíl v parametrech TBW ( $5,7 \pm 5,3$  % tj.  $-5,3 \pm 5,1$  l) FFM ( $-11,7 \pm 5,8$  % tj.  $-10,4 \pm 5,6$  kg) a FM ( $11,7 \pm 5,8$  % tj.  $10,4 \pm 5,6$  kg) vyhodnocen taktéž jako velký ( $d = 1,1 - 2,0$ ). Navzdory signifikantním rozdílům vykazovaly výsledky TS z obou přístrojů středně velké až velké signifikantní korelace ( $r_p = 0,668 - 0,868$ ).

Na základě výsledků statistické analýzy tedy zamítáme  $H_{10}$  a přijímáme alternativní hypotézu  $H_{3A}$ : Existuje statisticky významný rozdíl mezi průměrnými výslednými hodnotami alespoň jednoho z porovnávaných parametrů TS (TBW - %, l; FFM - %, kg; FM - %, kg) z přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 v subsouboru mužů.

Z výsledků výzkumu je patrné, že přístroj InBody má tendenci podhodnocovat TBW (% l) a FFM (% kg) a nadhodnocovat FM (% kg) nezávisle na pohlaví probandů. Dle předpokladů korelační analýzy byl v subsouboru mužů zjištěn značně větší rozdíl ve stanovení vybraných parametrů TS mezi přístrojem InBody a Bodystat než v subsouboru žen.

Zjišťování diferencí mezi výsledky ze segmentálního a celotělového MF bioimpedančního analyzátoru InBody se v závislosti na pohlaví věnoval také Kutáč a Kopecký (2015), kteří u zdravé populace taktéž našli menší rozdíly v parametru TBW a FM u žen oproti mužům. Rozdíl mezi segmentální a celotělovou BIA činil u žen 0,6 % tj. 0,4 l TBW a -1,6 % tj. -1 kg FM a u mužů 1,6 % tj. 1,2 l TBW a -2,6 % tj. -1,9 kg FM. Menší rozdíly u žen oproti mužům byly zjištěny také mezi celotělovou SF-BIA a segmentální MF-BIA ve výzkumu provedeném Ma et al. (2022) ve skupině jedinců s ML.

Příčinou větších diferencí mohou být nevyhovující predikční rovnice pro mužskou populaci.

Hlavním nedostatkem našeho výzkumu je absence referenční metody, která značně snížila přínos pro praxi a ztížila interpretaci výsledků. Nemůžeme tedy jednoznačně vyhodnotit přesnost řešených přístrojů vzhledem k referenční metodě DEXA a určit tak, který z přístrojů

lze považovat za spolehlivější.

Mnozí autoři (Mojtahedi et al., 2009; Ma et al., 2022; Gater et al., 2021) se shodují, že metody BIA u osob s ML vykazuje velkou variabilitu a poměrně malou shodu s výsledky referenční metody DEXA. Bezpochyby je tedy zapotřebí další výzkum pro vytvoření vhodných predikčních rovnic, které by zohledňovaly individuální charakteristiky osob s ML.

Ačkoli existují studie (Ma et al., 2022; Gater et al., 2021), které se v minulosti věnovaly vývoji specifických predikčních rovnic pro osoby s ML, nebyly nalezeny důkazy o validaci predikčních rovnic, které by byly dostatečně spolehlivé pro využití v klinické praxi a mohly být aplikovány do softwarů komerčně využívaných analyzátorů BIA.

Z tohoto důvodu by BIA měla být u osob s ML a obecně u osob se svalovou atrofií různého rozsahu či značnou asymetrií těla používána pouze jako orientační. Při interpretaci výsledků by měla být brány v potaz individuální charakteristiky měřeného subjektu jako změny v hydrataci, titanové implantáty nebo abnormální hodnoty BMI, které by mohly způsobit zkreslení výsledků BIA (Goosey-Tolfrey et al., 2016; Ma et al., 2022).

Jako další nedostatek našeho výzkumu by mohl být vnímán malý a poměrně heterogenní výzkumný vzorek. V tomto ohledu je však zapotřebí zmínit, že realizace výzkumu u takto specifické populace, je značně náročná. Nezbytné je bezbariérové pracoviště a určité omezení představuje také dojezdová vzdálenost z místa bydliště probandů.

## 9 ZÁVĚR

Cílem diplomové práce bylo analyzovat a porovnat rozdíly v diagnostice TBW, FFM a FM mezi multifrekvenčními bioimpedančními přístroji InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 ve skupině osob s ML.

Porovnáním výsledků TS naměřených oběma přístroji byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi průměrnými hodnotami parametrů TBW, FFM a FM. Přičemž přístroj InBody S10 měl tendence signifikantně podhodnocovat parametry TBW a FFM a signifikantně nadhodnocovat FM.

Dílčím cílem bylo analyzovat vliv antropometrických (věk, pohlaví a BMI) a dalších vybraných faktorů (rozsah motorické poruchy a přítomnost titanových fixací) na odchylky ve stanovení tělesného složení oběma přístroji a následně posoudit rozdíly v naměřených hodnotách TS v závislosti na nejvýznamnější faktoru difference.

Výsledky korelační analýzy odhalily, že největší shodu mezi průměrnými hodnotami TBW, FFM a FM z obou přístrojů lze očekávat u žen bez fixací s nižšími hodnotami BMI nezávisle na věku a rozsahu motorické poruchy. Nejvýznamnějším faktorem difference mezi výslednými hodnotami TS z obou přístrojů bylo pohlaví. Dle výsledků korelační analýzy mají přístroje tendenci k větším diferencím v odhadu TS v subsouboru mužů. Na základě těchto zjištění byly dále zkoumány odchylky ve stanovení TS v závislosti na pohlaví probandů.

Výsledky testové statistiky ukázaly, že přístroj Bodystat Quadscan 4000 signifikantně nadhodnocuje TBW a FFM a současně signifikantně podhodnocuje FM ve srovnání s výsledky z přístroje InBody S10. Oproti tomu v subsouboru žen nebyly nalezeny signifikantní rozdíly ve stanovení TBW, FFM a FM mezi oběma přístroji.

I přes zjištěné nevýznamné difference mezi naměřenými průměrnými hodnotami sledovaných parametrů v subsouboru žen však nelze přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 používat zaměnitelně.

Vzhledem k malému vzorku probandů a poměrně velké individuální variabilitě výsledků nejsou naše zjištění zobecnitelná na širší populaci osob s ML. Je zapotřebí další výzkum na větším výzkumném vzorku zahrnující referenční metodu DEXA, aby bylo možné lépe analyzovat rozdíly mezi bioimpedančními přístroji, posoudit možné faktory vlivu a ověřit

validitu výsledků ve vztahu k referenční metodě.

Závěrem je zapotřebí uvést, že přístroje InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000 jsou vzhledem k vzájemným hardwarovým i softwarovým odlišnostem prakticky neporovnatelné.

Výsledky našeho výzkumu by mohly sloužit jako pilotní studie pro další výzkum v oblasti vývoje spolehlivých predikčních rovnic zohledňujících specifika osob s ML. Aplikace validovaných predikčních rovnic by výrazně zvýšila přesnost měření TS metodou bioimpedance u osob s ML a mohla by sloužit jako spolehlivý ukazatel pro tvorbu redukčních programů.

## 10 SEZNAM LITERATURY

Achamrah, N., Colange, G., Delay, J., Rimbert, A., Folope, V., Petit, A., Grigioni, S., Déchelotte, P., & Coëffier, M. (2018). Comparison of body composition assessment by DXA and BIA according to the body mass index: A retrospective study on 3655 measures. *PLOS ONE*, 13(7), 1-13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200465>

Ambler, Z. (2011). *Základy neurologie: Učebnice pro lékařské fakulty* (7. vydání). Praha: Galén.

Angerová, Y., Hoskovcová, M., Kobesová, A., Kříž, J., Vacek, J., & Wurstová, I. (2017). *Léčebná rehabilitace u neurologických diagnóz 1 díl*. Praha: Raabe.

Beneš, J., Stránský, P., & Vitek, F. (2011). *Základy lékařské biofyziky* (3. vydání). Praha: Karolinum.

Bera, T. K. (2014). Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review. *J Med Eng*, 2014(381251)1-28. doi:10.1155/2014/381251.

Bienertová-Vašků, J. (2011). *Body fat: composition, measurements, and reduction procedures*. New York: Nova Science Publishers.

Bodystat Ltd (n.d.) Clinical Practice: Quadscan 4000 Touch Screen. Bodystat. <https://www.bodystat.com/content/Bodystat%20Quadscan%204000%20TOUCH%20BROCH%20BRO.pdf>

Buckinx, F., Reginster, J. Y., Dardenne, N., Croisier, J., Kaux, J., Beudart, Ch., Slomian, J., & Bruyère, O. (2015). Concordance between muscle mass assessed by bioelectrical impedance analysis and by dual energy X-ray absorptiometry: a cross-sectional study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 16(60). <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0510-9>

Bunc, V. (2007). Možnosti stanovení TS u dětí bioimpedanční metodou. *Časopis lékařů českých*, 146(5), 492-496. <https://www.prolekare.cz/casopisy/casopis-lekaru-ceskych/2007-5/moznosti-stanoveni-telesneho-slozeni-u-deti-bioimpedancni-metodou-2958>.



Bužga, M., Zavadilová, V., Vlčková, J., Oleksiaková, Z., Šmajstrla, V., Tomášková, H., Jiráček, Z., & Kavková J. (2012). Porovnání výsledků různých metod stanovení tělesného tuku. *Hygiena*, 57(3), 105-109. [https://hygiena.szu.cz/cz/artkey/hyg-201203-0008\\_Porovnanivysledku-ruznych-metod-stanoveni-telesneho-tuku.php](https://hygiena.szu.cz/cz/artkey/hyg-201203-0008_Porovnanivysledku-ruznych-metod-stanoveni-telesneho-tuku.php)

Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.

CZEPA (n. d.) Dostupné 4.5.2023 z: <https://czepa.cz/poskozeni-michy/>

Česká společnost pro míšňí léze (n.d.). *Statistiky*. Spinalcord. Dostupné 20.5.2023 z <https://www.spinalcord.cz/statistiky/>

Dehghan M., & Merchant A.T. (2008) Isbioelectrical impedance accuratefor use in largeepidemiologicalstudies? *Nutr J*, 7(26), 1-7. doi: 10.1186/1475-2891-7-26

D'Hondt, J., Waterplas, J., Chapelle, L., Clarys, P., & D'Hondt, E. (2022). A Comparative and Sex-Specific Study of Bio-Electrical Impedance Analysis and Dual Energy X-Ray Absorptiometry for Estimating Whole-Body and Segmental Body Composition in Healthy Young Adults. *AppliedSciences*, 12(15), 7686. DOI: <https://doi.org/10.3390/app12157686>.

Dörhöfer, R., & Pirlich, M. (2005). *The BIA Compendium*. Data-Input. <https://www.yumpu.com/en/www.data-input.de>.

Ehler, E., & Štětkářová, I. (2017). Diferenciální diagnostika míšňích poruch. *Neurologie pro praxi*, 18(6), 368-372. DOI: 10.36290/neu.2017.046

Esco, M. R., Snarr, R. L., Leatherwood, M. D., Chamberlain, N. A., Redding, M. L., Flatt, A. A., Moon, J. R., & Williford, H. N. (2015). Comparisonof Total and Segmental Body Composition Using DXA and Multifrequency Bioimpedance in CollegiateFemaleAthletes. *JournalofStrength and ConditioningResearch*, 29(4), 918-925. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000732.

Gába, A., Zając-Gawlak, I., Přidalová, M., & Pošpiech, D. (2011). Analýza rozdílů vybraných parametrů tělesného složení stanovených přístrojem InBody 720 a Tanita BC-418. *Medicina*

*Sportiva Bohemica et Slovaca*, 20, 88-96. [https://www.researchgate.net/publication/236342563\\_Analyza\\_rozdil\\_u\\_vybranych\\_parametru\\_telesneho\\_slozeni\\_stanovenych\\_pristrojov\\_InBody\\_720\\_a\\_Tanita\\_BC-418#full-text](https://www.researchgate.net/publication/236342563_Analyza_rozdil_u_vybranych_parametru_telesneho_slozeni_stanovenych_pristrojov_InBody_720_a_Tanita_BC-418#full-text)

Gater, D. R. Jr., Farkas, G. J., Dolbow, D. R., Berg, A., & Gorgey, A. S. (2021). Body Composition and Metabolic Assessment After Motor Complete Spinal Cord Injury: Development of a Clinically Relevant Equation to Estimate Body Fat. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 27(1), 11-22. doi: 10.46292/sci20-00079.

Gater, D. R. Jr., Farkas, G. J., Dolbow, D. R., Berg, A., & Gorgey, A. S. (2021). Body Composition and Metabolic Assessment After Motor Complete Spinal Cord Injury: Development of a Clinically Relevant Equation to Estimate Body Fat. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*, 27(1), 11-22. doi: 10.46292/sci20-00079.

Goosey-Tolfrey, V., Keil, M., Brooke-Wavell, K., & de Groot, S. (2016). A comparison of methods for the estimation of body composition in highly trained wheelchair games players. *International Journal of Sports Medicine*, 37(10), 799-806. doi: 10.1055/s-0042-104061.

Gorgey, A. S., Dolbow, D. R., Dolbow, J. D., Khalil, R. K., Castillo, C., & Gater, D. R. (2014). Effects of spinal cord injury on body composition and metabolic profile – part I. *J Spinal Cord Med*, 37(6), 693-702. doi:10.1179/2045772314Y.0000000245.

Gorgey, A. S., Chiodo, A. E., Zemper, E. D., Hornyak, J. E., Rodriguez, G. M., & Gater, D. R. (2010). Relationship of spasticity to soft tissue body composition and the metabolic profile in persons with chronic motor complete spinal cord injury. *J Spinal Cord Med*, 33(1), 6-15. doi:10.1080/10790268.2010.11689669.

Groah, S. L., Nash, M. S., & I. H. Ljungberg. (2009). Nutrient intake and body habitus after spinal cord injury: an analysis by sex and level of injury. *Spinal Cord Med*, 32(1), 25–33. doi: 10.1080/10790268.2009.11760749

Heymsfield, S. B., Lohman, T. G., Wang, Z., & Going, S. B. (2005). *Human Body Composition*. Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492596950>.

Hlúbik, J., & Hlúbik, P. (2010). Změna tělesné bioimpedance v závislosti na fyzické aktivitě. *Vojenské zdravotnické listy*, 79(4). [https://mmsl.cz/artkey/mms-201004-0004\\_change-of-body-bioimpedance-in-dependence-on-physical-activity.php](https://mmsl.cz/artkey/mms-201004-0004_change-of-body-bioimpedance-in-dependence-on-physical-activity.php)

Hojgr, B. (2010). *Porovnání různých metod měření procenta tuku v těle* [Diplomová práce, Masarykova univerzita v Brně]. Univerzitní repozitář Masarykovy univerzity v Brně. <https://theses.cz/id/rubsj0/>

Hrabálek, L. (2011). *Poranění páteře a míchy*. Univerzita Palackého v Olomouci.

Hrazdira, I., & Mornstein, V. (2001). *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Neptun.

Hrazdira, I., Mornstein, V., & Škorpíková, J. (2006). *Základy biofyziky a zdravotnické techniky*. Brno: Neptun.

InBody. (n.d.) InBody S10 přesný analyzátor složení těla. Dostupné 20.9.2023 z: [https://www.inbody.cz/katalog\\_inbodys10.pdf](https://www.inbody.cz/katalog_inbodys10.pdf)

Iqbal, S. R. (2013). Physics of Bio-electrical Impedance Analysis: Phase Angle and its Application. *Advances in Life Science and Technology*, 9,9-14. [https://www.researchgate.net/publication/244483189\\_Physics\\_of\\_Bioelectrical\\_Impedance\\_Analysis\\_Phase\\_Angle\\_and\\_its\\_Application](https://www.researchgate.net/publication/244483189_Physics_of_Bioelectrical_Impedance_Analysis_Phase_Angle_and_its_Application)

Janouch, M. (2008). Bioelektrická impedanční analýza. *Lékař a technika*, 38(4), 57-60. <http://www.medvik.cz/bmc/view.do?gid=691856>

Jarošová, E., Vařeková, J., Panáčková, M., & Pokuta, J. (2016). Vliv půlroční pohybové intervence a nutriční edukace na redukci hmotnosti u jedinců po poškození míchy. *Aplikované pohybové aktivity v teorii a praxi*, 7(1), 63-71. [https://www.researchgate.net/publication/318100421\\_Vliv\\_pulrocni\\_pohybove\\_intervence\\_a\\_nutricni\\_edukace\\_na\\_redukci\\_hmotnosti\\_u\\_jedincu\\_po\\_poskozeni\\_michy](https://www.researchgate.net/publication/318100421_Vliv_pulrocni_pohybove_intervence_a_nutricni_edukace_na_redukci_hmotnosti_u_jedincu_po_poskozeni_michy).

Jirků, H., & Kyriánová, A. (2006). *Doporučené postupy pro ošetrovatelskou péči: o pacienty po poškození míchy*. Praha: Svaz paraplegiků. <http://www.csml.cz/wp-content/uploads/2022/03/osetrovani.pdf>

Kačinetzová, A., Juhaňáková, M., Kolářová, M., Forejtová, Š., Jarošová, H., Macková, E., Konečný, P., Votavová, M., & Ada, H. (2010). *Rehabilitace: sborník příspěvků*. Praha: Triton.

Kaňková, K. (2009). *Patologická fyziologie pro bakalářské studijní programy* (2. vydání). Brno: Masarykova univerzita.  
<https://munispace.muni.cz/library/catalog/download/1554/4320/2078-1?inline=1>

Kleinerová, S., & Greenwood-Robinsonová, M. (2015). *Fitness výživa: Power Eating program* (2. vyd.). Praha: Grada.

Kocina, P. (1997). Body Composition of Spinal Cord Injured Adults. *Sports Med.* 23, 48-60.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-199723010-00005>

Kolář, P. (2020). *Rehabilitace v klinické praxi* (2. vyd.). Praha: Galén.

Kopecký, M., Matejovičová, B., Cymek, L., Rožnowski, J., & Švarc, M. (2019). *Manual of Physical Anthropology*. Univerzita Palackého v Olomouci.

Kříž, J. (2019). *Poranění míchy: Příčiny, důsledky, organizace péče*. Praha: Galén.

Kříž, J. (2020). Spasticita po poranění míchy. *Magazín Paraple*, 5(1), 60-62.  
<https://www.paraple.cz/res/archive/022/002592.pdf?seek=1585726217>

Kříž, J., & Faltýnková, Z. (2012). *Léčba a rehabilitace pacientů s míšními lézemi: Příručka pro praktické lékaře*. Praha: CZEPA. [https://czepa.cz/wp-content/uploads/2020/01/Lecba\\_a\\_rehabilitace\\_pro\\_pacienty\\_s\\_misni\\_lezi\\_CZEPA.pdf](https://czepa.cz/wp-content/uploads/2020/01/Lecba_a_rehabilitace_pro_pacienty_s_misni_lezi_CZEPA.pdf)

Kříž, J., & Hyšperská, V. (2009). Rizikové stavy u pacientů v chronické fázi po poškození míchy. *Neurologie pro praxi*, 10(3).  
<https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/03/03.pdf>

Kutáč, P. (2009). *Základy kinantropometrie: (pro studující obor Tv a sport)*. Ostrava: Pedagogická fakulta Ostravské univerzity.

Kutáč, P. (2013). *Somatické parametry dorostenců jako faktor sportovní výkonnosti ve fotbale*. Ostrava: Pedagogická fakulta Ostravské univerzity.

Kutáč, P., & Kopecký, M. (2015). Comparison of body fat using various bioelectrical impedance analyzers in university students. *Acta Gymnica*, 45(4), 177-186. <https://doi.org/10.5507/ag.2015.021>

Kyle, U.G., Bosaeus I., De Lorenzo, A.D., Deurenberg, P., Elia, M., Gómez, J.M., Heitmann, B.L., Kent-Smith, L., Melchior, J.C., Pirlich, M., Scharfetter, H., Schols, A.M., & Pichard, C. (2004). Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*, 23(5). <https://doi.org/10.1016/j.clnu.2004.06.004>.

Lahav, Y., Goldstein, N., & Gepner, Y. (2021). Comparison of body composition assessment across body mass index categories by two multifrequency bioelectrical impedance analysis devices and dual-energy X-ray absorptiometry in clinical settings. *European Journal of Clinical Nutrition*, 75, 1275–1282. <https://doi.org/10.1038/s41430-020-00839-5>

Liang, X., Chen, X., Li, J., Yan, M., & Yang, Y. (2018). Study on body composition and its correlation with obesity. *Medicine*, 97(21), 1-6. doi:10.1097/MD.00000000000010722.

Lim, J. S., Hwang, J. S., Lee, J. A., Kim, D. H., Park, K.D., Kyung, D. P., Jeong, J. S., & Cheon, G. J. (2009). Cross-calibration of multi-frequency bioelectrical impedance analysis with eight-point tactile electrodes and dual-energy X-ray absorptiometry for assessment of body composition in healthy children aged 6-18 years. *Pediatr Int*, 51(2), 263–268. DOI: 10.1111/j.1442-200X.2008.02698.x

Lindsey, J. A., Erceg, D. N., & Schroede, E. T. (2014). Utility of multi-frequency bioelectrical impedance compared to deuterium dilution for assessment of total body water. *Nutrition and Dietetics*, 72(2), 183-189. <https://doi.org/10.1111/1747-0080.12130>.

Lišková, I. (2017). *Výklad k výsledkům InBody*. rakovnickozdravejsi. <http://rakovnickozdravejsi.cz/vyklad-k-vysledkum-inbody/>

Luskaski, H. C. (2017). *Body Composition: Health and Performance in Exercise and Sport*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781351260008>

Ma, Y., de Groot, S., Weijs, P.J.M., Achterberg, W., Adriaansen, J., & Janssen, T. W. J. (2022). Accuracy of bioelectrical impedance analysis and skinfold thickness in the assessment of body

composition in people with chronic spinal cord injury. *Spinal Cord*, 60, 228–236. <https://doi.org/10.1038/s41393-021-00682-w>

Macek, P., Biskup, M., Terek-Derszniak, M., Stachura, M., Krol, H., Gozdz, S., Zak, M. (2020). Optimal Body Fat Percentage Cut – Off Values in Predicting the Obesity - Related Cardiovascular Risk Factors: A Cross-Sectional Cohort Study. *Diabetes Meta B Syndr Obes*, 2020 (13), 1587-1597. DOI: 10.2147/DMSO.S248444

Machová, J. (2008). *Biologie člověka pro učitele*. Praha: Karolinum.

Malá, L., Malý, T., & Zahálka, F. (2023). *Body composition in soccer*. Praha: Karolinum.

Malá, L., Malý, T., Zahálka, F., & Bunc V. (2014). *Fitness assessment: body composition*. Praha: Karolinum.

Malina, R. M., Bouchard, C., & Bar - Or, O. (2004). *Growth, maturation, and physical activity* (2. vyd.). Champaign: Human Kinetics. <https://doi.org/10.5040/9781492596837>

Marečková, A. (2010). *Stanovení tělesního složení na základě metody bioelektrické impedance u seniorské populace* [Diplomová práce, Univerzita Palackého v Olomouci]. Portál elektronických informačních zdrojů Univerzity Palackého v Olomouci. <https://theses.cz/id/zxftp3/>

Marfell-Jones, M., Stewart, A., & Olds, T. (2006). *Kinanthropometry IX: Proceedings of the 9th International Conference of the International Society for the Advancement of Kinanthropometry*. Routledge. <https://doi.org/10.4324/9780203970157>

McLester, Ch. N., Nickerson, B. S., Kliszczewicz, B. M., & McLester, J. R. (2020). Reliability and Agreement of Various InBody Body Composition Analyzers as Compared to Dual-Energy X-Ray Absorptiometry in Healthy Men and Women. *Journal of Clinical Densitometry*, 23(3), 443-450. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2018.10.008>.

Mojtahedi, M. C., Valentine, R. J., & Evans, E. M. (2009). Body composition assessment in athletes with spinal cord injury: Comparison of field methods with dual-energy X-ray absorptiometry. *Spinal Cord*, 47(9), 698-704. <https://doi.org/10.1038/sc.2009.20>

Moonen, H. P. F. X., & Van Zanten, A. R. H. (2021). Bioelectric impedance analysis for body composition measurement and other potential clinical applications in critical illness. *Current Opinion in Critical Care*, 27(4), 344-353  
<https://doi.org/DOI:10.1097/MCC.0000000000000840>

Navrátil, L., & Rosina, J. (2005). *Medicínská biofyzika*. Grada.

Nezbeda, P. (2018). *Voda, elektrolyty, acidobazická rovnováha a kyslík*. postudium.  
<https://postudium.cz/course/view.php?id=425>

Optingservis. (n.d.). Quad Scan 4000 Multifrekvenční analyzátor složení těla pomocí bioelektrické impedance (MF BIA). Dostupné 10.9.2023 z:  
<https://www.optingservis.cz/images/documents/bodquadsc4000.pdf>

Pařízková, J. (1962). *Rozvoj aktivní hmoty a tuku u dětí a mládeže*. (1. vydání). Praha: Státní zdravotnické nakladatelství.

Pateyjohns, I. R., Brinkworth, G. D., Buckley, J. D., Noakes, M., & Clifton, P. M. (2006). Comparison of three bioelectrical impedance methods with DXA in overweight and obese men. *Obesity*, 14(11). <https://doi.org/10.1038/oby.2006.241>

Peč, P. (2011). *Proteiny, peptidy a aminokyseliny*. i biochemie.upol.  
<http://ibiochemie.upol.cz/WebGraphics/biochemie/download/Modul-01A.pdf>

Riegerová, J., Přidalová, M., & Ulbrichová, M. (2006). *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)* (3. vydání). Olomouc: Hanex.

Rosina, J., Vránová, J., & Kolářová, H. (2021). *Biofyzika - Pro zdravotnické a biomedicínské obory* (2.vyd.). Praha: Grada.

Sadílková, A. (2020). Příjem vs. Výdej energie. Teoreticky jednoduché, v praxi často obtížné. *Magazín Paraple*, 5(2), 42-46.  
<https://www.paraple.cz/res/archive/024/002927.pdf?seek=1675413926>

Salmi, J. A. (2003). Body composition assessment with segmental multifrequency bioimpedance Method. *Journal of Sports Science and Medicine*, 2(3).

[https://www.researchgate.net/publication/26386569\\_Body\\_composition\\_assessment\\_with\\_segmental\\_multifrequency\\_bioimpedance\\_Method](https://www.researchgate.net/publication/26386569_Body_composition_assessment_with_segmental_multifrequency_bioimpedance_Method)

Shields, R. K., Schlechte, J., Dudley-Javoroski, S., Zwart, B. D., Clark, S. D., Grant, S. A., & Mattiace, V. M. (2005). Bone mineral density after spinal cord injury: A reliable method for knee measurement. *Arch Phys Med Rehabil*, 86(10), 1969-1973. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2005.06.001>.

Sigmund, M., Psotta, R., & Agricola, A. (2015). Hodnocení zastoupení tělesného tuku metodou bioelektrické impedance u sportujících chlapců ve věku 7-18 let s ohledem na typ použitého analyzátoru. *Tělesná kultura*, 38(2), 49-62. <https://doi.org/10.5507/tk.2015.009>

Simini, F., & Bertemes-Filho, P. (2018). *Bioimpedance in Biomedical Applications and Research*. Cham: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-74388-2>

Singh, R., Rohilla, R. K., Saini, G., & Kaur, K. (2014). Longitudinal study of body composition in spinalcordinjurypatients. *Indian Journal of Orthopaedics*, 48(2), 168-177. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.128760>

Soukup, P. (2013). Věcná významnost výsledků a její možnosti měření. *Data a výzkum – SDA Info*, 7(2), 125-148. doi: DOI: <http://dx.doi.org/10.13060/23362391.2013.127.2.41>

Soukup, P., Trahorsch, P., & Chytrý, V. (2021). Míry věcné významnosti s intervaly spolehlivosti a ukázky jejich využití v pedagogické praxi. *Studia paedagogica*, 26(3), 131–166. doi: <https://doi.org/10.5817/SP2021-3-6>

Spungen, A. M., Adkins, R. H., Stewart, C. A., Wang, J., Pierson, R. N., Waters, R. L., & Bauman, W. A. (2003). Factors influencing body composition in persons with spinalcordinjury: A cross-sectional study. *Journal of Applied Physiology*, 95(6), 2398-2407. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00729.2002>

Stablová, A., Skorocká, I., & Bunc, V. (2012). Bioimpedanční metody používané v Laboratoři sportovní motoriky. *Masarykova univerzita v Brně*. [https://is.muni.cz/el/1451/podzim2012/bp1022/BIA\\_-clanek.pdf](https://is.muni.cz/el/1451/podzim2012/bp1022/BIA_-clanek.pdf)



Steihaug, O. M., Bogen, B., Kristoffersen, M. H., & Ranhoff, A. H. (2017). Bones, blood and steel: How bioelectrical impedance analysis is affected by hip fracture and surgical implants. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 8(1), 54-59. <https://sciendo.com/article/10.5617/jeb.4104>

Sun, G., French, C. R., Martin, G. R., Youngusband, B., Green, R. C., Xie, Y., Mathews, M., Barron, J. R., Fitzpatrick, D.G., Gulliver, W., & Zhang, H. (2005). Comparison of multifrequency bioelectrical impedance analysis with dual-energy X-ray absorptiometry for assessment of percentage body fat in a large, healthy population. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 81(1), 74-78. <https://doi.org/10.1093/ajcn/81.1.74>

Šámal, F., Ouzký, M., & Haninec, P. (2017). Míšní léze z pohledu neurochirurga. *Neurologie pro praxi*, 18(6). <https://1url.cz/UMVR7>

Štětkářová, I. (2009). Léčba spasticity u chronického míšního poranění. *Neurologie pro praxi*, 10(3), 148-152. Retrieved from <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2009/03/04.pdf>

Štourač, P., Bednařík, J., Brázdil, M., Kadaňka, Z., Kaňovský, P., Mechl, M., Prášek, J., Rektor, I., Rektorová, I., & Šlapal, R. (2003). *Učebnice obecné neurologie (2. vydání)*. Brno: Masarykova univerzita.

Talluri, T., Lietdke, R. J., Evangelisti, A., Talluri, J., & Maggia, G. (1999). Fat-free mass qualitative assessment with bioelectric impedance analysis (BIA). *Ann NY Acad Sci*, 873(1), 94-98. DOI: 10.1111/j.1749-6632.1999.tb09454.x

Ukai, T., & Watanabe, M. (2023). Do metal implants for total hip arthroplasty affect bioelectrical impedance analysis? A retrospective study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 24(1), 763. DOI: 10.1186/s12891-023-06893-x

Veselý, O. (2012). *Fyziologie homeostázy tělesné vody, regulace osmolality a objemu*. pfyziolklin.upol. <http://pfyziolklin.upol.cz/?p=5063>

Větrovská, R., Lačňák, Z., Haluzíková, D., Fábín, P., Hájek, P., Horák, L., Haluzík, M., Svačina, Š., & Matoulek, M. (2009). Srovnání různých metod pro stanovení množství tuku v těle u žen s nadváhou a obezitou. *Vnitřní lékařství*, 55(5), 455-461. <https://www.casopisvnitrnilekarstvi.cz/pdfs/vnl/2009/05/03.pdf>

Völgyi, E., Tylavsky, F.A., Lyytikäinen, A., Suominen, H., Alén, M., & Cheng, S. (2008). Assessing body composition with DXA and bioimpedance: effects of obesity, physical activity, and age. *Obesity (Silver Spring)*, 16(3), 700-705. doi: 10.1038/oby.2007.94.

Wagner, D. R. (2020). Case study: Effect of surgical metal implant on single frequency bioelectrical impedance measures of an athlete. *Physiological Reports*, 8(11). doi: 10.14814/phy2.14464

Wang, Z. M., Pierson, R. N., & Heymsfield, S. B. (1992). The five-level model: A new approach to organizing body-composition research. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 56(1), 19-28. <https://cursos.drdegirolami.com/wp-content/uploads/2021/04/The-five-level-model-a-new-approach-to-organizing.pdf>

Wasyluk, W., Wasyluk, M., Zwolak, A., & Łuczyk, R. J. (2019). Limits of body composition assessment by bioelectrical impedance analysis (BIA). *Journal of Education, Health and Sport*, 9(8), 35-44. <http://dx.doi.org/10.5281/zenodo.3359808>

Zazula, R. (2001). *Intenzivní péče v traumatologii: Akutní spinální trauma*. Praha: Galén.

## SEZNAM OBRÁZKŮ

<b>Obrázek 1</b> Rozložení komponent na molekulární úrovni	15
<b>Obrázek 2</b> Schéma průchodu elektrického proudu lidským tělem	35
<b>Obrázek 3</b> Cole graf znázorňující vzájemný vztah impedance, rezistence, reaktance při různých frekvencích	38
<b>Obrázek 4</b> Vodivé dráhy elektrického proudu ve tkáních při různé frekvenci - multifrekvenční BIA	38
<b>Obrázek 5</b> Celotělové (vlevo) a segmentální (vpravo) měření BIA	39
<b>Obrázek 6</b> Umístění elektrod na horní končetině dle manuálu od výrobce	50
<b>Obrázek 7</b> Umístění elektrod na horní končetině dle manuálu od výrobce	50
<b>Obrázek 8</b> Umístění elektrod na horní a dolní končetině InBody S10	51

## SEZNAM TABULEK

<b>Tabulka 1</b> Metody měření TS na základě pětiúrovňového modelu	14
<b>Tabulka 2</b> TS referenčního člověka a předpokládané konstantní složení FFM	21
<b>Tabulka 3</b> Upravené hodnoty BMI pro osoby s ML	32
<b>Tabulka 4</b> Hardwarové droje chyb při měření	42
<b>Tabulka 5</b> Charakteristiky vybraných somatických parametrů - celý soubor	48
<b>Tabulka 6</b> Specifika přístrojů InBody S10 a Bodystat Quadscan 4000	52
<b>Tabulka 7</b> Vyhodnocení testové statistiky - celý souboru	56
<b>Tabulka 8</b> Korelační matice vybraných faktorů a rozdílů v naměřených hodnotách parametrů TS mezi přístrojem InBody a Bodystat	60
<b>Tabulka 9</b> Popisné statistické charakteristiky vybraných parametrů TS - ženy	62
<b>Tabulka 10</b> Vyhodnocení testové statistiky - ženy	63
<b>Tabulka 11</b> Popisné statistické charakteristiky vybraných parametrů TS - muži	66
<b>Tabulka 12</b> Vyhodnocení testové statistiky - muži	67

## SEZNAM GRAFŮ

<b>Graf 1</b> Věková rozmezí výzkumného vzorku dle machové (2008)	47
<b>Graf 2</b> Charakteristika výzkumného souboru dle rozsahu omezení hybnosti	48
<b>Graf 3</b> Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - celý soubor	57
<b>Graf 4</b> Korelace hodnot TBW (%) - celý soubor	58
<b>Graf 5</b> Korelace hodnot FFM (%) z přístroje InBody a Bodystat - celý soubor	58
<b>Graf 6</b> Korelace hodnot FM (%) z přístroje InBody a Bodystat - celý soubor	59
<b>Graf 7</b> Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - ženy	64
<b>Graf 8</b> Korelace průměrných hodnot TBW (%) - ženy	64
<b>Graf 9</b> Korelace průměrných hodnot FFM (%) - ženy	65
<b>Graf 10</b> Korelace průměrných hodnot FM (%) - ženy	65
<b>Graf 11</b> Porovnání průměrných hodnot parametrů TS - muži	67
<b>Graf 12</b> Korelace průměrných hodnot TBW (%) - muži	68
<b>Graf 13</b> Korelace průměrných hodnot FFM (%) - muži	69
<b>Graf 14</b> Korelace průměrných hodnot FM (%) - muži	69

# 11 PŘÍLOHY

## Příloha 1 Symptomy z jednotlivých etází/segmentů míchy

Léze v úrovni segmentu	Klinický nález
C1–C4	Parézy a poruchy cití končetin, trupu, šije Porucha dýchání, kašle, sfinkterů Vyžaduje 24hodinovou péči
C5	Omezeně svede abdukci paže a flexi v lokti, distálně paréza/plegie Hovoří, dýchá bránicí, dýchání však oslabeno, sfinkterové poruchy Pro většinu denních činností vyžaduje pomoc, elektrická sedačka
C6	Omezeně svede extenzi ruky, distálně paréza/plegie Hovoří, při dýchání aktivuje bránici, dýchání je oslabeno Mechanická sedačka, vyžaduje pomoc při mnoha denních činnostech Může být schopen řídit upravený automobil
C7	Omezeně svede extenzi předloktí či prstů, distálně paréza/plegie Svede většinu aktivit denního života, pomoc jen při obtížných úkonech Schopen řídit upravený automobil
C8	Omezeně schopen uchopit předměty a uvolnit úchop Svede aktivity denního života, pomoc při nejobtížnějších úkonech
Th1–Th5	Omezená hybnost svalů hrudníku, paréza/plegie distálního trupu a DK Funkce horních končetin obvykle v normě, sfinkterové poruchy Používá mechanickou sedačku
Th6–Th12	Omezená hybnost hrudníku, břišní stěny, paréza/plegie DK Vsedě udrží dobré držení trupu Někteří schopni stoje s pomůckami
L1–L5	Paréza různě vyjádřena v oblasti pánve a DK Sfinkterové poruchy Schopni stoje či chůze s pomůckami
S1–S3	Paréza různě vyjádřena v oblasti pánve a DK Sfinkterové poruchy Schopni chůze

(Ehler & Štětkařová, 2017)

**Příloha 2** Spearmanova korelační matice potenciálních faktorů vlivu na TS a rozdílů v naměřených hodnotách parametrů tělesného složení mezi přístrojem InBody a Bodystat

Proměnná	Pohlaví	Věk (roky)	Fixace	Rozsah motorické poruchy	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	TBW (l)   I - B	TBW (%)   I - B	FFM (kg)   I - B	FFM (%)   I - B	FM (kg)   I - B	FM (%)   I - B
Pohlaví	1,000	-0,265	<b>0,588</b>	0,330	0,313	<b>0,601</b>	<b>0,553</b>	<b>0,723</b>	<b>0,698</b>	<b>0,699</b>	<b>0,698</b>
Věk (roky)	-0,265	1,000	-0,099	-0,304	0,344	-0,093	-0,044	-0,284	-0,384	-0,260	-0,384
Fixace	<b>0,588</b>	-0,099	1,000	0,119	0,311	<b>0,510</b>	0,453	0,411	0,396	0,411	0,396
Rozsah motorické poruchy	0,330	-0,304	0,119	1,000	0,186	0,025	-0,045	0,189	0,107	0,176	0,107
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	0,313	0,344	0,311	0,186	1,000	<b>0,547</b>	<b>0,510</b>	<b>0,518</b>	0,360	<b>0,507</b>	0,360
TBW (l)   I - B	<b>0,601</b>	-0,093	<b>0,510</b>	0,025	<b>0,547</b>	1,000	<b>0,988</b>	<b>0,816</b>	<b>0,755</b>	<b>0,807</b>	<b>0,755</b>
TBW (%)   I - B	<b>0,553</b>	-0,044	0,453	-0,045	<b>0,510</b>	<b>0,988</b>	1,000	<b>0,769</b>	<b>0,713</b>	<b>0,761</b>	<b>0,713</b>
FFM (kg)   I - B	<b>0,723</b>	-0,284	0,411	0,189	<b>0,518</b>	<b>0,816</b>	<b>0,769</b>	1,000	<b>0,972</b>	<b>0,997</b>	<b>0,972</b>
FFM (%)   I - B	<b>0,698</b>	-0,384	0,396	0,107	0,360	<b>0,755</b>	<b>0,713</b>	<b>0,972</b>	1,000	<b>0,969</b>	1,000
FM (kg)   I - B	<b>0,699</b>	-0,260	0,411	0,176	<b>0,507</b>	<b>0,807</b>	<b>0,761</b>	<b>0,997</b>	<b>0,969</b>	1,000	<b>0,969</b>
FM (%)   I - B	<b>0,698</b>	-0,384	0,396	0,107	0,360	<b>0,755</b>	<b>0,713</b>	<b>0,972</b>	1,000	<b>0,969</b>	1,000

Vysvětlivky: BMI - body mass index (kg/m<sup>2</sup>), TBW - celková tělesná voda (l, %), FFM - tukuprostá hmota (kg, %), FM - tělesný tuk (kg, %). Tučně zvýrazněné jsou statisticky významné hodnoty na hladině významnosti  $p < 0,05$ .

### Příloha 3 Výsledkový list BodystatQuadscan 4000 (strana 1)

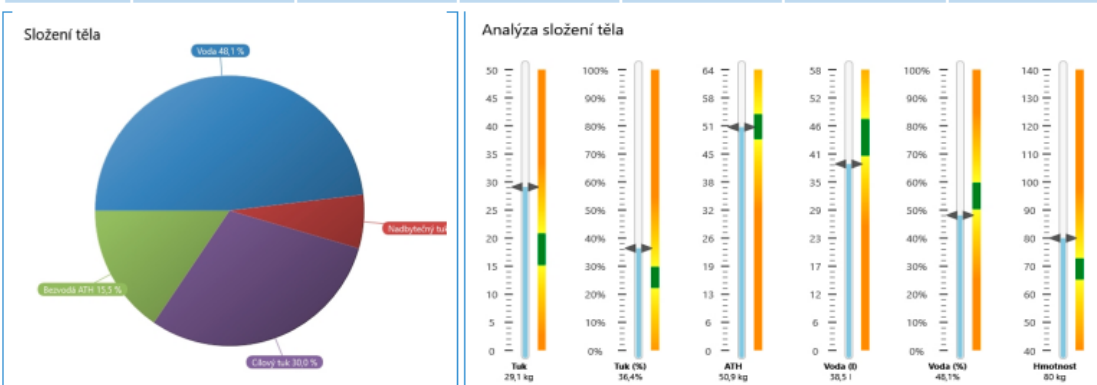


Bodystat® Zpráva o složení těla – profesionální

Jméno klienta	Ref. číslo klienta	Věk	Pohlaví	Aktivita	Výška	Hmotnost
---------------	--------------------	-----	---------	----------	-------	----------

Datum / čas testu	Číslo / ref. testu	Zařízení	Sériové č.	Pas	Boky
-------------------	--------------------	----------	------------	-----	------

Imp. 5 kHz (Ω)	Imp. 50 kHz (Ω)	Imp. 100 kHz (Ω)	Imp. 200 kHz (Ω)	Odpor 50 kHz (Ω)	Reaktance 50 kHz (Ω)	Fázový úhel 50 kHz (°)
588	507	486	451	504	52,1	5,9



#### Výsledek složení těla

Výsledek	Hodnota	CTV	ATH	Hmotnost
ECT (l)	17,9	38,5 l (40 l - 48 l)	50,9 kg (48 kg - 54 kg)	80 kg (65 kg - 73 kg)
ICT (l)	21,6			
TSW (l)	-1			
Bezvodá ATH (kg)	12,4			
Tuk (kg)	29,1 (15 kg - 21 kg)			

Výsledek	Procentní hodnota	CTV	ATH	Normální rozsah
ECT (%)	22,4	48,1% (50% - 60%)	63,6 (%) (70% - 78%)	20,0
ICT (%)	27,0			30,0
TSW (%)	-1,3			-
Bezvodá ATH (%)	15,5			-
Tuk (%)	36,4			(22% - 30%)



Zpráva	Bodystat® Zpráva o složení těla – profesionální	Podrobnosti o zprávě	
Strana	1/5	Jméno	Adámková Dana
Vytvořené	22.09.2021	Ref. klienta	
Rovnice	BCRE7	Datum testu	08.09.2021 7:40
		Číslo testu	211

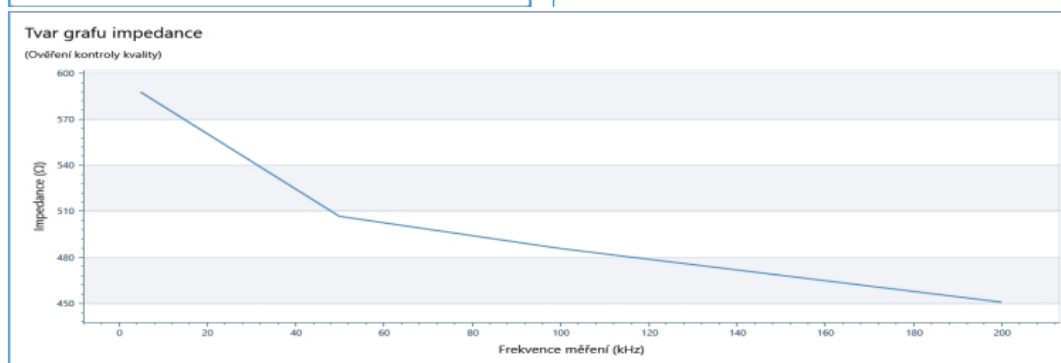
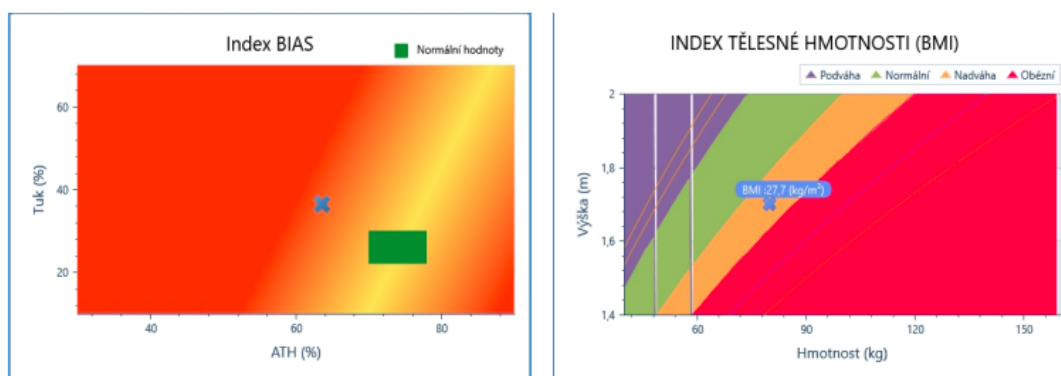
www.bodystat.com © Bodystat Ltd

(Zdroj: vlastní)

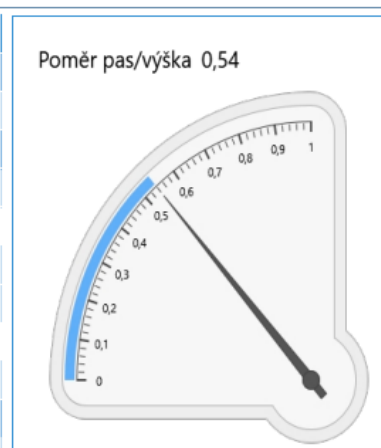


## Příloha 4 Výsledkový list BodystatQuadscan 4000 (strana 2)

Bodystat® Zpráva o složení těla – profesionální



Výsledek	Hodnota	Normální
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	27,7	(20 - 25)
BFMI (kg/m <sup>2</sup> )	10,1	(5 - 7)
FFMI (kg/m <sup>2</sup> )	17,6	(16 - 18)
Poměr pas/výška	0,54	N/A
Hodnota		
BMR	1552 kcal/den	19,4 kcal/kg
UCHO (kcal)	2328	
Výsledek	Hodnota	Normální
Buněčná hmota (kg)	30,9	-
Nutriční index	0,45	0,4
Indikátor prognózy	0,767	-



(Zdroj: vlastní)

**Příloha 5** Výsledkový list BodystatQuadscan 4000 (strana 3)

Bodystat® Zpráva o složení těla – profesionální



Hmotnost kosterního svalstva (kg)	23,7	-
-----------------------------------	------	---

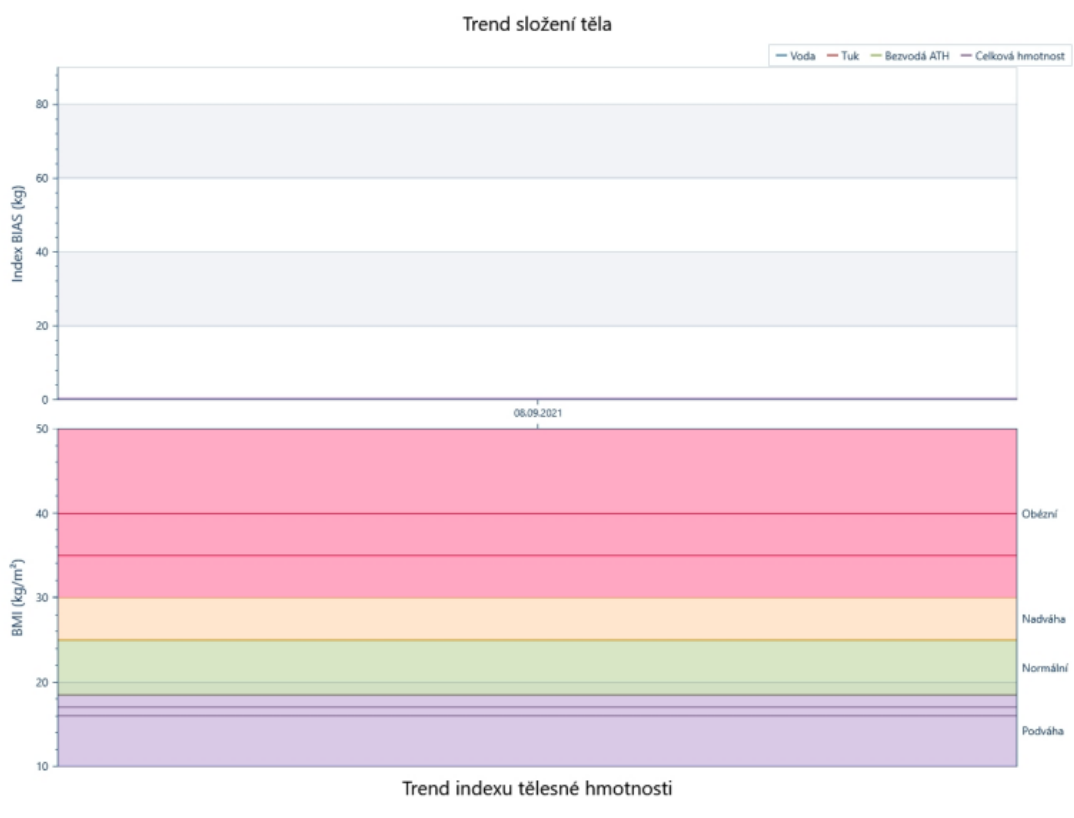


[www.bodystat.com](http://www.bodystat.com) © Bodystat Ltd

(Zdroj: vlastní)

Obrázek 6 Výsledkový list BodystatQuadscan 4000 (strana 4)

Historie složení těla				
Výsledek	První	Poslední	Odchylka	Odchylka %
Datum testu	08.09.2021 7:40:00	08.09.2021 7:40:00	~1 den	-
Hmotnost (kg)	80	80	0 kg	0,0
Tuk (kg)	29,1	29,1	0 kg	0,0
Bezvodá ATH (kg)	12,4	12,4	0 kg	0,0
Voda (l)	38,5	38,5	0,0	0,0
Imp. 5 kHz ( $\Omega$ )	588,00	588,00	0,00	0,0
Imp. 50 kHz ( $\Omega$ )	507,00	507,00	0,00	0,0
Fázový úhel 50 kHz	5,90	5,90	0,00	0,0
Indikátor prognózy	0,767	0,767	0,000	0,0



(Zdroj: vlastní)

## Příloha 7 Výsledkový list BodystatQuadscan 4000 (strana 5)

Bodystat® Zpráva o složení těla – profesionální



Historie složení těla											
Datum testu	Hmotnost (kg)	ATH (kg)	Tuk (kg)	Tuk (%)	Cíl (%)	BMR (kcal)	Bezvodá ATH (kg)	Bezvodá ATH (%)	Voda (l)	Voda (%)	Imp. 50 kHz
8.zář.2021 07:40:00	80	50,9	29,1	36,4	30,0	19,4	12,4	15,5	38,5	48,1	507,0



[www.bodystat.com](http://www.bodystat.com) © Bodystat Ltd

AKTIVUJTE WINDOWS  
Přejděte do Nastavení a aktiv  
systém Windows.

(Zdroj: vlastní)

## Příloha 8 Výsledkový list InBody S10

# InBody

ID	Výška	Věk	Pohlaví	Datum / Čas Testu
8909151515	188cm	31	Muž	26.05.2021. 09:10

### Analyzá Složení Těla

	Hodnoty	Celková Tělesná Voda	Měkká Svalová Hmotnost	Hmotnost Bez Tuku	Hmotnost
Celková Tělesná Voda (L)	38,9 (43,7-53,5)	38,9	49,4 (56,2-68,6)	51,8 (56,8-70,8)	65,0 (66,1-89,5)
Bílkovina (kg)	9,9 (11,7-14,3)				
Minerály (kg)	3,02 (4,04-4,94)				
Množství Tělesného Tuku (kg)	13,2 (9,3-18,7)				

### Analyzá Sval-Tuk

	Pod	Normální	Nad
Hmotnost (kg)	55 70 85 100 115 130 145 160 175 190 205 %		
Hmotnost Kosterních Svalů (kg)	70 80 90 100 110 120 130 140 150 160 170 %		
Množství Tělesného Tuku (kg)	40 60 80 100 160 220 280 340 400 460 520 %		

### Analyzá Obezity

	Pod	Normální	Nad
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	10,0 15,0 18,5 22,0 25,0 30,0 35,0 40,0 45,0 50,0 55,0		
Procento tělesného tuku (%)	0,0 5,0 10,0 15,0 20,0 25,0 30,0 35,0 40,0 45,0 50,0		

### Segmentální analyzá svaloviny

	Pod	Normální	Nad	Poměr ECW
Prava Paže (kg)	55 70 85 100 115 130 145 160 175 %			0,388
(%)		3,21	103,9	
Levá Paže (kg)	55 70 85 100 115 130 145 160 175 %			0,389
(%)		3,14	101,5	
Trup (kg)	70 80 90 100 110 120 130 140 150 %			0,407
(%)		25,5	103,2	
Pravá Noha (kg)	70 80 90 100 110 120 130 140 150 %			0,421
(%)		9,56	111,2	
Levá Noha (kg)	70 80 90 100 110 120 130 140 150 %			0,415
(%)		9,61	111,8	

### Analyzá ECW Poměru

	Pod	Normální	Nad
Poměr ECW	0,320 0,340 0,360 0,380 0,390 0,400 0,410 0,420 0,430 0,440 0,450		

### Historie Složení Těla

Hmotnost (kg)	65,0
Hmotnost Kosterních Svalů (kg)	28,0
Procento tělesného tuku (%)	20,3
Poměr ECW	0,409

26.05.21 09:10

### Segmentová Analyzá Vody

Pravá Paže	2,51 L ( 2,47-3,34 )
Levá Paže	2,45 L ( 2,47-3,34 )
Trup	20,0 L ( 20,8-25,5 )
Pravá Noha	7,55 L ( 7,25-8,87 )
Levá Noha	7,58 L ( 7,25-8,87 )

### Kontrola vody

MBV Poměr 0,385	- 1,5 L / 63,5 kg
MBV Poměr 0,395	- 0,9 L / 64,1 kg
MBV Poměr 0,405	- 0,2 L / 64,8 kg

### Parametry prohledávání

Nitrobuněčná Voda	23,0 L ( 27,1-33,1 )
Mimobuněčná Voda	15,9 L ( 16,6-20,4 )
Bazální Metabolická Míra	1489 kcal
Objem Viscerálního Tuku	67,1 cm <sup>2</sup>
Obsah minerálu v kostech	2,39 kg 3,33-4,07
Buněčná hmotnost v těle	32,9 kg ( 38,8-47,4 )

### Reaktance

	PP	LP	TR	PN	LN
Xc(Ω) 5 kHz	7,8	8,0	5,2	4,4	19,4
50 kHz	20,3	21,3	2,7	11,6	13,8
250 kHz	24,8	27,4	1,6	7,9	7,4

### Segmentální fázový úhel

	PP	LP	TR	PN	LN
φ(°) 5 kHz	1,4	1,4	7,9	0,9	3,9
50 kHz	3,9	4,0	4,8	2,5	3,0
250 kHz	5,2	5,6	3,0	1,8	1,7

### Impedance

	PP	LP	TR	PN	LN
Z(Ω) 1 kHz	321,1	327,9	39,8	286,4	299,2
5 kHz	321,0	327,4	37,9	281,2	284,6
50 kHz	297,8	305,1	32,8	266,0	264,0
250 kHz	274,1	280,8	30,0	251,4	249,1
500 kHz	262,1	267,8	28,4	247,0	244,8
1000 kHz	243,4	246,2	26,6	243,0	241,5

[ Dotykový typ , V leže ]

(zdroj: vlastní)

## Příloha 9 Vzor Informovaného souhlasu

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane, vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, zákonem č. 101/2000 Sb., o ochraně osobních údajů a o změně některých zákonů, ve znění pozdějších předpisů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na FTVS UK v rámci diplomové práce s názvem Analýza složení těla pomocí měření Quadscanu a InBody u osob s míšním poškozením, prováděné na pracovišti Centra Paraple, o.p.s.

1. Projekt bude probíhat v období: **květen - srpen 2021**
2. Cílem práce je: Analýza složení těla **Měření tělesného složení u osob s míšním poškozením.**
3. Jedná se o neinvazivní metodu zjišťování tělesného složení.
4. Časová náročnost projektu: měření bude probíhat v ranních hodinách od 7:30 do 10:00 h.
5. Rizika: Nejsou. Jedná se o neinvazivní měření nepřímé kalorimetrie.
6. Projektu se nemohou účastnit: osoby těhotné, osoby s kardiostimulátorem
7. Očekávaným přínosem výzkumného projektu je: Zhodnocení tělesného složení u osob s míšním poškozením, srovnání výsledků měření tělesného složení na Quadscanu a InBody.
8. Vaše účast ve výzkumu nebude finančně ohodnocena.
9. Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje: jméno, příjmení, diagnóza, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači. Přístup k nim bude mít pouze hlavní řešitel diplomové práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou do 1 dne po testování anonymizována. Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na FTVS UK.
10. Během výzkumu nebudou pořizovány fotografie ani videozáznamy či audionahrávky.
11. Výsledky výzkumu budou zveřejněny v rámci FTVS UK v elektronické podobě v repozitáři závěrečných prací UK, originál svazku diplomové práce bude k nahlédnutí ve studovně FTVS UK, diplomová práce bude popřípadě dostupná k nahlédnutí i v Centru Paraple a eventuálně po vyžádání na emailové adrese: sylvie.dundackova@paraple.cz
12. V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Lenka Szmitková

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Lenka Szmitková

Podpis:



Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvážit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi Centra Paraple, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

(Zdroj: vlastní)

## Příloha 10 Vyjádření etické komise



### Stanovisko Etické komise Centra Paraple, o.p.s.

- datum jednání komise

23. 6. 2021

- účast členů komise na jednání

Mgr. Tomáš Drábek, Bc. Ivana Kučerová, Bc. Barbora Rusínová, Mgr. Petra Laštůvková, Mgr. Sylvie Dundáčková, Mgr. Jana Ambrožová, Mgr. Lenka Honzátková, David Sellner

- identifikační údaje:

Analýza dat o tělesném složení u osob s transversální míšní lézí -  
Bc. Lenka Szmitková, FTVS UK

- vyjádření komise a stanovisko

jednomyslný souhlas

Etická komise Centra Paraple, o.p.s. zhodnotila předložený projekt a neshledala žádné rozpory s platnými zásadami, předpisy a mezinárodní směrnici pro provádění výzkumu zahrnujícího lidské účastníky. Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu Etické komise Centra Paraple, o.p.s.

Předkládaný projekt byl schválen Etickou komisí Centra Paraple, o.p.s.

V Praze dne 23. 6. 2021

  
podpis předsedkyně EK CP

(Zdroj: vlastní)