

**UNIVERZITA KARLOVA
FARMACEUTICKÁ FAKULTA V HRADCI KRÁLOVÉ
KATEDRA BIOLOGICKÝCH A LÉKAŘSKÝCH VĚD**



DIPLOMOVÁ PRÁCE

**HODNOCENÍ SVALOVÉ SÍLY U SKUPIN OSOB
S ROZDÍLNÝM STUPNĚM FYZICKÉ AKTIVITY**

Sabina Voplakalová

Vedoucí diplomové práce: PharmDr. Miroslav Kovařík, Ph.D.

HRADEC KRÁLOVÉ, 2018

Poděkování

Vedoucímu svojí diplomové práce, panu PharmDr. Miroslavu Kovaříkovi, Ph.D., děkuji za cenné rady a za celkový přehled v problematice. Kolegyni Markétě Pospíšilové za výbornou spolupráci v experimentální části. Také bych chtěla touto cestou vřele poděkovat své rodině za ochotu, pomoc a trpělivost v průběhu vzniku této diplomové práce.

„Prohlašuji, že tato práce je mým původním autorským dílem. Veškerá literatura a další zdroje, z nichž jsem při zpracování čerpala, jsou uvedeny v seznamu použité literatury a v práci jsou řádně citovány. Práce nebyla použita k získání jiného nebo stejného titulu.“

V Hradci Králové 15.5.2018

.....

Sabina Voplakalová

ABSTRAKT

Univerzita Karlova

Farmaceutická fakulta v Hradci Králové

Katedra biologických a lékařských věd

Student: Sabina Voplakalová

Školitel: PharmDr. Miroslav Kovařík, Ph.D.

Název práce: Hodnocení svalové síly u skupin osob s rozdílným stupněm fyzické aktivity

Cílem této práce bylo zpracovat dosavadní poznatky o složení lidského těla, svalové síle v závislosti na různém stupni fyzické aktivity a také metodách, kterými je lze hodnotit. Dalším cílem bylo sesbírání vlastních dat u zvolené skupiny osob dostupnými přístroji a nalezení statisticky významných souvislostí mezi jednotlivými parametry.

Do skupiny měřených osob bylo zařazeno 24 zdravých, různě fyzicky aktivních jedinců ve věku 21-27 let (10 mužů, 14 žen), kteří byli podle průměrného energetického výdeje rozděleni do dvou skupin. Shromažďování dat zahrnovalo základní antropometrická měření, stanovení složení těla pomocí bioimpedanční spektroskopie, spirometrických parametrů a svalové síly pomocí digitálního pinchgrip/myometru.

Významné statistické odlišnosti mezi měřenými skupinami byly prokázány u výšky, hmotnosti, indexu tělesné hmotnosti a vrcholové výdechové rychlosti. Při hodnocení maximální síly byly skupiny odlišné u flexe kotníku a flexe lokte. Maximální síla korelovala s energetickým výdejem ve všech svalových skupinách, ale už ne všude při přepočtu na kg hmotnosti a tukuprosté hmoty. U složení těla se očekávaná souvislost s tukuprostou svalovou hmotou nepotvrdila u flexe kotníku

ani u abdukce boků. Prokázaly se významné asociace mezi spirometrickými parametry a maximální silou kromě skupiny abduktorů boků.

U skupiny s vyšším energetickým výdejem jsme mohli u maximální síly pozorovat trend vyšších hodnot (významné zvýšení jen v případě flexe kotníku). Byly nalezeny statisticky významné asociace mezi maximální silou a energetickým výdejem, některými spirometrickými parametry a parametry složení těla. Ovšem ne vždy byly prokázány ve všech skupinách měřených svalů a u všech přepočtů maximální vynaložené síly na kilogramy a tukuprostou hmotu.

Klíčová slova: svalová síla, fyzická aktivita, složení těla

ABSTRACT

Charles University

Faculty of Pharmacy in Hradec Králové

Department of Biological and Medical Sciences

Student: Sabina Voplakalová

Supervisor of master thesis: PharmDr. Miroslav Kovařík, Ph.D.

Title of master thesis: Evaluation of muscle strength among groups with varying degrees of physical activity

The aim of this thesis was to elaborate the existing knowledge about the composition of the human body, muscle strength depending on the different levels of physical activity and methods that can be used for evaluation. The next goal was to collect custom data on a selected group of people using available devices and finding statistically significant associations between individual parameters.

A total of 24 healthy individuals with variable physical activity, aged 21-27 years (10 males, 14 females), were divided into two groups, according to the average energy expenditure. Data collection included basic anthropometric measurements, determination of body composition by means of bioimpedance spectroscopy, spirometric parameters and muscle force by means of digital pinchgrip/myometer.

Significant statistical differences between the measured groups were found in body mass, body mass index and peak expiratory flow. When evaluating maximum strength, the groups were different in flexion of ankle and elbow. The maximum force correlates with energy expenditure in all muscle groups, but not everywhere when measured against kg of body weight and lean tissue mass. In the body composition, the expected connection of lean tissue mass with maximum force has not been confirmed in the cases of flexion of the ankle nor abduction of the hips.

Significant associations between the spirometric parameters and maximum force (apart from the group of hip abductors) have been demonstrated.

In the group with higher energy expenditure, we could observe trend of higher values in maximum force (significantly higher values in ankle flexion only). Statistically significant associations have been found between maximum force and energy expenditure, as well as some spirometric parameters and body composition parameters. However, the correlations have not been confirmed in all measured muscle groups and measurements against kg of body weight and lean tissue mass.

Key words: muscle strength, physical activity, body composition

OBSAH

1. Úvod	10
2. Cíl práce	11
3. Teoretická část	12
3.1 Složení těla	12
3.1.1 Modely tělesného složení	12
3.1.2 Složky tvořící hmotnost těla	14
3.2 Metody stanovení složení lidského těla	17
3.2.1 Antropometrická měření a indexy	17
3.2.2 BIA/BIS.....	21
3.2.3 Hydrodenzitometrie.....	22
3.2.4 DEXA.....	23
3.2.5 Celotělové měření na atomové úrovni	23
3.3 Svalová tkáň	24
3.3.1 Hladká	24
3.3.2 Příčně pruhovaná	25
3.3.3 Srdeční svalstvo	28
3.4 Svalová funkce	29
3.4.1 Svalový stah	29
3.4.2 Svalová síla.....	31
3.5 Hodnocení svalové funkce a svalové síly	32
3.5.1 Funkční svalový test.....	32
3.5.2 Dynamometrie	33
3.6 Energetický výdej	39
3.6.1 Bazální metabolismus	39
3.6.2 Energie využitá na trávení potravy	40
3.6.3 Pohybová aktivita.....	40
3.7 Metody stanovení energetického výdeje (energometrie)	41
3.8 Ovlivnění svalové síly fyzickou aktivitou	45
3.8.1 Cesty ke zvýšení svalové síly	45
4. Experimentální část	48
4.1 Použitá metodika.....	48
4.1.1 Body composition monitor.....	49

4.1.2	Digital pinch/grip analyser, digital myometr	54
4.1.3	Abdominal fat analyser	60
4.1.4	Antropometrické váhy	63
4.1.5	Spirometr	64
4.1.6	Kaliper	66
4.2	Statistické zpracování dat.....	68
5.	Výsledky.....	69
5.1	Základní charakteristika a složení těla pomocí BCM	69
5.2	Maximální síla.....	70
5.2.1	Kotník flexe	70
5.2.2	Kyčle abdukce	71
5.2.3	Loket flexe	72
5.2.4	Ramena abdukce	72
5.2.5	Quadriceps	73
5.2.6	Pinchgrip	74
5.3	Spirometrie	75
5.4	Korelace	75
5.4.1	Maximální síla jednotlivých svalových skupin a energetický výdej 76	
5.4.2	Maximální síla jednotlivých svalových skupin a složení těla pomocí BCM 78	
5.4.3	Maximální síla jednotlivých svalových skupin a spirometrie.....	83
6.	Diskuse.....	85
7.	Závěr.....	89
	Seznam zkratk	90
	Seznam tabulek	91
	Seznam obrázků	91
	Seznam grafů	92
	Literatura	93

1. ÚVOD

Velké množství dostupných studií se věnuje problematice svalové síly u starších osob, hospitalizovaných nebo pacientů s různými patologickými stavy. Mezi nejčastěji zkoumané se řadí například chronická obstrukční plicní nemoc, různé typy rakoviny a další onemocnění, u kterých lze očekávat úbytek svalové hmoty spojený s úbytkem síly. Jak je nám již známo, svalová síla s věkem postupně klesá. Dokonce bylo zjištěno, že větší zaznamenaný pokles svalové síly stisku ruky může být predikčním faktorem mnohých onemocnění nebo jejich komplikací [1].

Již méně studií se ale věnuje tomu, do jaké míry lze tento trend poklesu síly ovlivnit fyzickou aktivitou. Tato diplomová práce se zaměřuje na mladé, zdravé jedince a pokusí se zjistit, do jaké míry u nich spolu korelují nejrůznější parametry složení lidského těla, svalová síla a fyzická aktivita, která probíhala jak v minulosti, tak i v době provádění tohoto experimentu.

2. CÍL PRÁCE

Hlavním cílem této práce je sesbírání dat o složení lidského těla a svalové síle u různých skupin svalstva pomocí dostupných přístrojů. Měření bude probíhat na skupině osob s rozdílným stupněm fyzické aktivity a výsledná data budou následně vyhodnocena. Práce poskytne odpovědi na otázku, zda a jak spolu jednotlivé parametry statisticky souvisí. Zjištěné skutečnosti budou následně konfrontovány s poznatky z odborných publikací v rešeršní části práce. Do ní budou mimo jiné zahrnuta fakta týkající se svalové síly, složení těla, metod jejich hodnocení, a také dostupné poznatky o tom, do jaké míry lze svalovou sílu fyzickou aktivitou ovlivnit.

Dalším cílem práce je osvojení si používané metodiky stanovení svalové síly dynamometrií a složení těla získaných pomocí bioimpedanční analýzy, bioimpedanční spektroskopie a antropometrických měření.

3. TEORETICKÁ ČÁST

3.1 Složení těla

Lidské tělo se skládá ze 2 základních složek – tukové tkáně (FM = fat mass) a tukuprosté tkáně (FFM = fat free mass). FM můžeme dále podle umístění dělit na subkutánní, viscerální a nitrosvalovou. Největší část tuku je umístěna v podkoží. FFM je tvořena z vody, minerálů a svalové hmoty. Procentuální zastoupení složek těla se dá u dospělého zdravého člověka považovat za stálé. S přibývajícím věkem roste podíl tukové hmoty a klesá množství vody. Značné rozdíly bývají také mezi mužským a ženským pohlavím. Ženy mají přirozeně větší množství tukové tkáně a méně vody [2].

3.1.1 Modely tělesného složení

Původně bylo složení těla dáno chemickým nebo anatomickým modelem. Z chemického hlediska je tělo tvořené vodou, minerály, bílkovinami, sacharidy a tukem. Tento model je preferován ve vztahu k energetickým tělesným zásobám. Z anatomického hlediska je tělo tvořeno tukovou tkání, svalovou tkání, kostmi, vnitřními orgány a dalšími tkáněmi, což je upřednostňováno, pokud zkoumáme vlastní tělesné složení [3, 4].

V současné době se pro vysvětlování metodických problémů u odhadu složení těla různými metodami využívá pět základních modelů. V klinické praxi je dále využíváno podle možností a použití přístrojů dalších tří tzv. komponentových modelů [4].

3.1.1.1 Anatomický model

Tento model vychází ze zastoupení jednotlivých prvků v lidském organismu. Z 98 % se skládá ze 6 prvků – kyslíku, uhlíku, vodíku, dusíku, fosforu, vápníku. Další 2 % tvoří 44 prvků v různém zastoupení. Analýza byla provedena chemickým způsobem na mrtvých tělech [4].

3.1.1.2 Molekulární model

11 hlavních prvků tvoří molekuly představující více než 100 000 chemických sloučenin, které tvoří lidské tělo. Mezi hlavní sledované komponenty tvořící lidskou hmotnost patří voda, lipidy, proteiny, minerály a glykogen. Využívá se izotopová diluční metoda pro měření tělesné vody a dual-fotonová absorpce pro měření kostních minerálů [4].

3.1.1.3 Tkáňově-systémový model

Tkáňově-systémový model vychází z organizace molekul do kostní, tukové a svalové tkáně. Využívá se magnetická rezonance, tomografie, neutronová analýza i clearance kreatininu za 24 hodin. Tělo je dle tohoto modelu tvořeno systémem muskuloskeletálním, zažívacím, oběhovým, nervovým, kožním, vyměšovacím, endokrinním, reprodukčním a respiračním [4].

3.1.1.4 Buněčný model

Model je založen na spojení molekulárních součástí do buněk. Setkáváme se s pojmem extracelulární tekutina (ECW), kterou tvoří plasma a intersticiální tekutina. Hmotnost těla je tedy dle tohoto modelu složena z buněk tukové tkáně, ECW, organických látek, anorganických látek a svalových, pojivových, epiteliálních a nervových buněk [4].

3.1.1.5 Celotělový model

U testovaných osob je určována výška, hmotnost, šířkové, délkové a obvodové míry, kožní řasy, tělesný objem a z něj zjišťovaná denzita vypovídající o uloženém tuku a aktivní tělesné hmotě [3, 4].

3.1.1.6 Dvoukomponentový model

Tento model bývá nejpoužívanější. Tělo se dělí na 2 základní složky, a to FM a FFM. V roce 1974 byl zaveden termín aktivní tělesná hmota ("lean body mass" = LBM), který označoval FFM a malé množství špatně odlišitelného tuku označovaného někdy také jako esenciální. U žen tento tuk tvoří zhruba 5-8 % a u

mužů kolem 2,5 %. Vzhledem k nemožnému odlišení lipidů esenciálních a neesenciálních se spíše doporučuje využívat výše zmíněný pojem FFM, jejíž hmotnost získáme odečtením extrahovatelného tuku od celkové hmotnosti tkání [4].

3.1.1.7 Tříkomponentový model

Na rozdíl od dvoukomponentového modelu rozlišuje tento model tělesné složení na tuk, vodu a sušinu. Sušinou se myslí proteiny a minerály. V rámci zjednodušení byl ale upraven pouze na tuk, svalstvo a kostní tkáň [4].

3.1.1.8 Čtyřkomponentový model

Hmotnost lidského těla je u tohoto modelu tvořena tukem, buňkami, minerály a extracelulární tekutinou [4].

3.1.2 Složky tvořící hmotnost těla

3.1.2.1 Tukuprostá hmota

Tato složka tělesné hmotnosti se skládá ze svalové hmoty (60 %), hmotnosti útrobních orgánů (15 %), opěrné a pohybové tkáně (25 %). Je závislá na věku, pohlaví a pohybové aktivitě daného jedince. Lidské tělo obsahuje několik typů svalových vláken, a to kosterní, srdeční a hladká. Během ontogeneze dochází ke změně poměrů, a tudíž i k různému příspěvku do celkové tělesné hmotnosti. Například u novorozence je obsah příčně pruhovaných svalů pouze 25 % a postupně stoupá až ke 40 % u dospělého. Důležitou charakteristikou jsou i regionální zvláštnosti rozvoje svalstva, protože mohou přispívat k hodnocení celkového tělesného složení a slouží také jako kritérium pro diagnostiku rozvoje silových předpokladů [4].

Ačkoliv bývá v literatuře pojem “fat-free mass” často zaměňován s pojmem “lean body mass”, neboli aktivní tělesná hmota, tak se o stejný pojem nejedná. LBM zahrnuje váhu vnitřních orgánů, svalů, kostí, šlach a vazů. V tomto souboru je zahrnuto i množství esenciálního tuku v orgánech, kostní dřeni a centrálním

nervovém systému, jak bylo již zmíněno v podkapitole 3.1.1.6. Naopak neesenciální nebo zásobní tuk, který je obsažen v tukové tkáni v podkoží a obklopuje vnitřní orgány, do toho pojmu zahrnut není. FFM nezahrnuje vůbec žádný tuk. K získání jejího podílu v těle je nutné odečíst množství esenciálního tuku od množství LBM. Ten je však velmi špatně odlišitelný od tuku zásobního [5].

3.1.2.2 Tuková hmota

Tuk je nejvariabilnější komponentou tělesné hmotnosti. Dá se poměrně snadno ovlivnit výživovými aspekty a množstvím fyzické aktivity. Je však důležité si uvědomit, že se jeho nižší či vyšší množství odráží v řadě patologických stavů. Nižší hodnoty mohou být spojovány s nejrůznějšími dysfunkcemi. Pro zachování správných funkcí mnoha systému v těle je nutné optimální množství tukové hmoty. Využití nachází ve stavbě buněčných membrán, rozpouští se v něm vitaminy (A, D, E, K), slouží k transportu cholesterolu a dalších lipidů, je to významný prekurzor atd. Vyšší hodnoty bývají spojovány s obezitou, která je rizikovým faktorem řady onemocnění. Mají také negativní vliv na rychlost, vytrvalost, rovnováhu a celkovou pohyblivost. Důležité je zaznamenávat především změny, jelikož tabulek obsahujících "ideální" hodnoty je spousta a mnohdy se významně liší [4].

3.1.2.3 Celková tělesná voda

Celková tělesná voda (TBW = CTV)¹ tvoří nejvýznamnější složku hmotnosti. Její množství kolísá v souvislosti s ontogenezí, je závislé na pohlaví i tělesné hmotnosti. U kojenců její hodnoty dosahují až 85 % hmotnosti, u dospělého muže 63 % a u dospělé ženy v důsledku většího podílu tukové hmoty v průměru zhruba 53 %. Voda prostupuje svalovou tkání, kůží, krví a ostatními tělesnými tekutinami. O poznání menší množství je pak zastoupeno v tukové tkáni a kostech. Mění se také podíl intracelulární (ICW = ICT = ICF)² a extracelulární tekutiny (ECW = ECT = ECF)³. Nitrobuněčná voda tvoří u dospělého muže kolem 40 % tělesné hmotnosti, mimobuněčná pak 20 % [4].

¹ TBW = total body water, CTV = celková tělesná voda

² ICW = intracellular water, ICT = intracelulární tekutina, ICF = intracellular fluid

³ ECW = extracellular water, ECT = extracelulární tekutina, ECF = extracellular fluid

ICW obsahuje plazmatické bílkoviny, fosfátové anionty, kationty draslíku [6]. Skládá se alespoň z 1014 různých oddílů, které se zjednodušeně označují jako jednotná tělesná tekutina. Mají totiž určité sjednocující vlastnosti, díky nimž se dají s výhodou označovat jako celek. ICW je snadno odlišitelná od ECW pomocí buněčné membrány a obsahuje větší množství draslíku a hořčíku. Mimo to se příspěvky intracelulární tekutiny chovají podobně vzhledem ke změnám tonicity v ECW [7].

ECW se skládá hlavně z kationtů sodíku, chloridových aniontů a hydrogenuhličitanů [6].

Také se podobně jako ICW skládá z mnoha menších příspěvků. Je důležité zmínit, že voda je v kostech, pojivové tkáni a transcelulárních tekutinách zastoupena ve velkém množství, ale její mobilizace probíhá a poznání pomaleji než v ostatních komponentách (viz tabulka 1). Tyto zbývající komponenty se nazývají funkční ECW [7].

Kompartmenty tělesných tekutin (muž 70 kg)			
	% tělesné váhy	% celkové tělesné vody	Objem v litrech
ECW	27	45	19
Plasma	4.5	7.5	3.2
Intersticiální tekutina	12.0	20.0	8.4
Voda pojivové tkáně	4.5	7.5	3.2
Voda v kostech	4.5	7.5	3.2
Transcelulární tekutina	1.5	2.5	1.0
ICW	33	55	23
TBW	60 %	100 %	42 litrů

Vysvětlivky: ECW – extracelulární tekutina; ICW – intracelulární tekutina; TBW – celková tělesná voda

Tabulka 1 – Kompartmenty tělesných tekutin [7]

3.2 Metody stanovení složení lidského těla

3.2.1 Antropometrická měření a indexy

Antropometrie se zabývá popisem, rozbořem a měřením znaků, které charakterizují stavbu těla a jeho růst. Mezi nejdůležitější z nich patří v klinické praxi tělesná výška, hmotnost a velké množství dalších měř obvodových, šířkových i délkových. K samotnému měření se používají antropologická měřidla (antropometry) či jiná, např. posuvná nebo dotyková měřítka. Mezi specializované pomůcky využívané v této oblasti pak řadíme kaliperační kleště sloužící k měření podkožního tuku, antropometrické váhy k určování tělesné hmotnosti nebo tzv. dynamometry, které jsou určeny k měření síly svalů [2].

Pokud chceme dosáhnout opravdu reálných hodnot a snížit tak chyby měření na minimum, měla by být všechny míry odebrány proškolenou osobou za standardních podmínek a podle jednotných standardních postupů. Vychází se z přesně definovaných bodů na těle, ze kterých jsou odvozovány základní somatické rozměry. Neméně důležité je také neustále kontrolovat postavení těla měřeného jedince, aby nedošlo ke zkreslení výsledků [2].

Do oblasti antropometrie spadají kromě absolutních rozměrů určených parametrů také antropometrické indexy, například Body Mass Index = BMI, získané často výpočtem (poměrem či podílem) ze dvou určených rozměrů [2].

3.2.1.1 Tělesná výška

Tělesná výška se určuje jako vzdálenost bodu vertex⁴ od podložky. Měřená osoba musí zaujímat vzpřímený postoj a být bez obuvi. Paty a špičky jsou u sebe a osoba se měřící stěny dotýká týlem, lopatkami, hýžděmi a patami. Využívá se standardizovaný měřící pás nebo kovový antropometr. Výška by měla být určována s přesností na 0,5 cm. Jelikož jsou statisticky významné rozdíly mezi výškou

⁴ Temeno, vrchol hlavy [10]

naměřenou v ranních a večerních hodinách, doporučuje se měřit stále ve stejnou denní dobu, lépe ráno [8, 9].

3.2.1.2 Tělesná hmotnost

Tělesnou hmotnost určujeme pouze v nejnútnejším oblečení (spodní prádlo) s přesností na 0,1 kg na kalibrované váze. Za každý kus prádla se ještě dodatečně může odečíst 0,1 kg. Vyšetřovaná osoba by měla stát v klidu uprostřed nášlapné plochy a stejně jako u měření výšky se doporučuje měřit vždy ve stejnou denní dobu, a to nejlépe před snídaní [8, 9].

Tělesnou hmotnost můžeme také vztahovat k výšce a porovnávat s ideální tělesnou hmotností označovanou v zahraniční i české literatuře jako IBW (ideal body weight). Ta se stanovuje predikčními rovnicemi, které bývají různé pro každé pohlaví [2].

3.2.1.3 Obvod pasu

K měření obvodu pasu se využívá krejčovský metr a měří se v nejužším místě trupu, což je ve střední vzdálenosti mezi rovinou proloženou spodním okrajem žeber a rovinou, která prochází místem na kyčelní kosti zvaném spina iliaca anterior superior (přední horní trn kyčelní) [8, 9, 11].

3.2.1.4 Obvod boků

Obvod boků měříme ve středové vzdálenosti mezi rovinou procházející spina iliaca anterior superior a rovinou, která je na horním okraji kosti stydké. Zjednodušeně řečeno v místě největšího vyklenutí hýždí [8, 9].

3.2.1.5 Kaliperace

Tato metoda se zabývá stanovením množství podkožního tuku, ze kterého je pak možno odvozovat množství tuku celkového. Vychází se z předpokladů, že tloušťka podkožní tkáně je v konstantním poměru k celkovému tuku a také, že místa zvolená pro měření odráží průměrné hodnoty. Tato tvrzení však nebyla doposud

úplně s jistotou potvrzena. Měří se tloušťka jedné nebo několika kožních řas na předem přesně určených místech. Na nich totiž dochází ke zvýšenému ukládání podkožního tuku. Distribuce tuku je velmi variabilní. Mění se v souvislosti s věkem, pohybovou aktivitou a závisí také na pohlaví. Z tohoto důvodu se setkáváme se zhruba stovkou predikčních rovnic. Je nutné specifikovat populační skupinu, typ kaliperu, místo měření a srovnávací metodu, ze které byly příslušné rovnice vypočítány [2, 4].

Metoda je velice rychlá a jednoduchá, ale měla by být prováděna dobře vyškoleným a zkušeným pracovníkem. U zkušených antropologů může chyba měření dosáhnout až 5 % a vzhledem k intervalům spolehlivosti jednotlivých rovnic se pak výsledky mohou lišit až o plus mínus 9–10 % [2, 4].

Vyšší naměřené hodnoty se dávají do souvislosti se zvýšenou hladinou triacylglycerolů a sérového cholesterolu. Mimo jiné také mohou představovat zvýšené riziko kardiovaskulárního onemocnění po 40. roku života. Nižší hodnoty s sebou zase přinášejí zvýšené riziko onemocnění respiračního traktu [2, 4].

Vlastní měření probíhá tak, že se kůže v daném místě uchopí mezi palec a ukazováček. Tahem se poté vytvoří kožní řasa a zhruba ve vzdálenosti 1 cm od prstů se přiloží ramena tzv. kaliperu. Stisknutím čelistí je pak možné odečítat tloušťku řasy v milimetrech [2].

Mezi nejčastěji využívané kaliperu patří typ Best, Harpenden, Lange, Lafayette, digitální Skyndex a další [4].

Existuje velké množství metod, které stanovují odhadem množství tuku. Patří mezi ně například odhad podílu tuku podle Pařízkové, podle Matiegky, odhad procent tuku dle Durnina a Womersleyho, odhad procent tuku podle Deurenberga a Westrate, podle Sloaha a Weira, podle Lohmana a mnoho dalších [4].

3.2.1.5.1 Odhad podílu tuku podle Pařízkové

Podíl tuku se u této metody vypočítává z regresních rovnic na základě proměření deseti kožních řas. Ty jsou lokalizovány na tváři, krku, na dvou místech hrudníku, na paži, zádech, břichu, boku, stehně a lýtku (viz obrázek 1). Výpočet pak závisí na věku a pohlaví. Například pro muže ve věku 17–45 let platí rovnice ve tvaru:

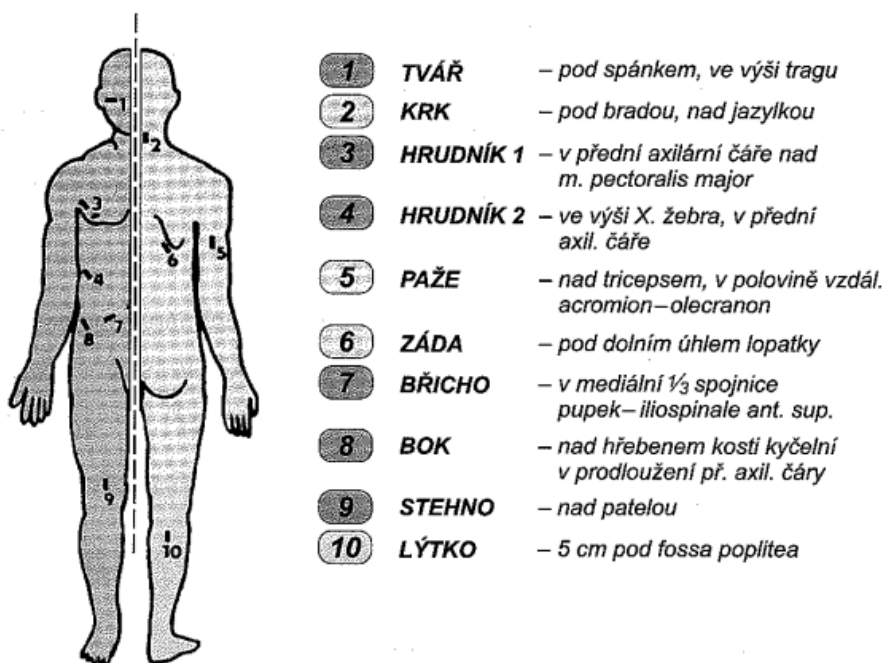
$$\%T = 28,96 * \log x - 41,27$$

%T... procento celkového tělesného tuku

x... součet deseti kožních řas v mm

V návaznosti pak lze stanovit i podíl FFM ($\%FFM = 100 - \%T$) [4].

V zahraničí se využívají metody, které používají regresní rovnice vycházející z menšího počtu kožních řas, a to především na horní polovině těla. Nejsou tak schopny postihnout třeba gynoidní typ obezity⁵ [4].



Obrázek 1 – Lokalizace kožních řas [4]

3.2.1.5.2 Odhad podílu tuku podle Matiegky

⁵ Ženský typ obezity, při kterém se tuk ukládá především v oblasti hýždí a stehen

Metoda podle Matiegky využívá pouze šesti kožních řas a velikost těla. Na rozdíl od Pařízkové vychází jenom z jedné rovnice, takže nezohledňuje věk ani pohlaví. Bez ohledu na tyto skutečnosti však ve výsledcích získaných z obou metod nejsou signifikantní rozdíly, ačkoliv je metoda Pařízkové považována za přesnější [12].

3.2.1.6 BMI

Index tělesné hmotnosti, nejčastěji známý pod zkratkou BMI, je jedním z nejpoužívanějších antropometrických indexů. Popsal ho v roce 1832 belgický matematik a statistik Adolphe Quetelet, a proto bývá také někdy označován jako Queteletův index [13]. Tato hodnota je využívána k indikaci podváhy, normální váhy, nadváhy a obezity. Je však důležité podotknout, že tento index bohužel neodráží skutečnou stavbu těla a nelze v něm poznat rozdíl mezi obsahem tuku, svalů, vody a kostní hmoty v těle, tudíž není vhodným ukazatelem tělesné hmotnosti například pro sportovce, nebo pacienty s určitými patologickými stavy. Vypočítá se jako podíl tělesné hmotnosti v kilogramech a druhé mocniny tělesné výšky v metrech.

$$\text{BMI} = \text{tělesná hmotnost (kg)} / \text{výška (m)}^2$$

Bývá doplňován často ještě indexem WHR (waist-hip ratio), který se vypočítá jako podíl obvodu pasu a obvodu boků v centimetrech. Díky němu můžeme rozlišit androidní (centrální) a gynoidní (periferní) typ obezity. Centrální typ je z hlediska kardiovaskulárních a metabolických komplikací nebezpečnější [2].

3.2.2 BIA/BIS

Bioelektrická impedanční analýza (BIA) nebo bioelektrická impedanční spektroskopie (BIS) měří složení těla na základě průchodu střídavého proudu o nízké intenzitě a vysoké frekvenci tělem testované osoby. FFM obsahuje vysoký podíl vody, a proto je dobrým vodičem. FM se naopak chová jako izolátor. Určená hodnota impedance ("odporu") je nepřímo úměrná objemu tkáně, kterou proud prochází. Čím víc vody a méně tuku tedy tkáň obsahuje, tím lépe jí prochází proud a

klade menší odpor. Komerčně nabízené aparatury využívají většinou excitační proud 800 μA a frekvenci 50 kHz. Rozdíl mezi bioimpedanční analýzou a bioimpedanční spektroskopií je v tom, že analýza měří veličinu impedance pouze při 1 frekvenci, výjimečně i při 3-8 frekvencích, zatímco spektroskopie ji měří až při 50 frekvencích [3, 4].

Používané přístroje se od sebe liší umístěním elektrod, mezi nimiž pak proud probíhá. Bývají lokalizovány na ploskách nohou nášlapných vah (tzv. bipedální umístění) – přístroje Tanita, Omron, nebo na madlech pro uchopení dlaněmi (tzv. bimanuální) – přístroj Omron. Existují i přesnější přístroje tetrapolární, kde jsou elektrody umístěny po dvou na zápěstí a nad hlezenními kloubem (In-Body) [3].

Výhodou bioelektrické impedance je především to, že je rychlá, bezpečná a pacienta v žádném ohledu nezatěžuje. V současné době je rozšířena po celém světě. Lze ji využít pro zjišťování konkrétních parametrů u zdravých osob i u pacientů s různými klinickými stavy [3, 4].

Nevýhodou je závislost na stavu hydratace měřené osoby a anatomických poměrech. Pokud například u žen s lokalizací tukové tkáně spíše v dolní polovině těla využijeme přístroj s bimanuálním umístěním elektrod, nemusíme vůbec dosahovat přesných výsledků. Kontakt s elektrodami může být také ovlivněn stavem kůže na ploskách nohou [3]. Nášlapné váhy nemusí změřit pacienta s nadměrně zrohovatělou kůží (obézní pacienti, diabetici).

3.2.3 Hydrodenzitometrie

Hydrodenzitometrie, jinak označována jako vážení pod vodou, patří k jedněm z nejstarších metod určování složení těla. Vychází se v ní z Archimédova zákona („Těleso ponořené do tekutiny, která je v klidu, je nadlehčováno silou rovnající se tíze tekutiny stejného objemu, jako je ponořená část tělesa.“ [14]) Podle hmotnosti těla na vzduchu a hmotnosti těla pod vodou lze vypočítat denzitu (specifickou hmotnost) a z ní také pak obsah tuku. Člověk se ponoří do měřicí vany, která je napuštěna vodou o teplotě lidského těla a při úplném výdechu je pak tělo nadnášeno tukovou hmotou. Specifická hmotnost lidského těla se blíží hustotě vody, což je

1 g/cm³ a mění se s obsahem tuku. Densita tuku je asi 0,9007 g/cm³ a densita LBM okolo 1,100 g/cm³. Vlastní výpočet se pak provádí podle různých rovnic, jejichž výsledky se někdy i významně liší. Mezi u nás používané rovnice se řadí například rovnice podle Brožka, Keyse a Brožka, či Siriho. Dalšími vstupními údaji pro výpočet jsou reziduální objem plic a obsah střevního plynu, který bývá zadáván jako standardní číslo. Metoda je již překonána kvůli nekomfortnosti pacienta při měření a poměrně dost náročné technice provedení [15, 3].

3.2.4 DEXA

Duální rentgenová absorpciometrie (DXA, DEXA = dual energy X-ray absorptiometry) je velmi přesná metoda vycházející z rozdílné absorpce rentgenového záření o dvou energiích různými tkáněmi. Byla vyvinuta za účelem měření hustoty kostního minerálu⁶, současně měří ale i FM a FFM. Je relativně rychlá a dá se využít u všech věkových kategorií, dokonce i u dětí od 4 let výše. Nevýhodou je, že je náročná na čas i na přístrojové vybavení, a proto ji lze provádět pouze na vybraných specializovaných pracovištích. Problém nastává u pacientů, kteří výrazněji přesahují hmotnost 200 kg, nebo zaujmají objem větší, než je vlastní skenovací pole. U moderních přístrojů je přítomen software umožňující dopočítat nenaskenované části těla. Také se ukázalo, že u měření hustoty kostního minerálu je přesnost měření větší ve srovnání s daty naměřenými u měkkých tkání [3, 16].

3.2.5 Celotělové měření na atomové úrovni

3.2.5.1 Metoda celkového tělesného draslíku

Přirozený izotop draslíku ⁴⁰K je zastoupen v lidském těle v konstantním procentu draslíku celkového. Je radioaktivní a uvolňuje charakteristické záření gama, které pak může být detekováno. Nalezneme ho jako součást FFM a z hlediska buněčné úrovně je jak složkou intracelulární, tak i extracelulární. Výsledky měření pomocí této metody ukazují podíl FFM, nebo LBM [15].

⁶ Densita kostního minerálu je v literatuře označována často zkratkou BMD z anglického označení bone mineral density

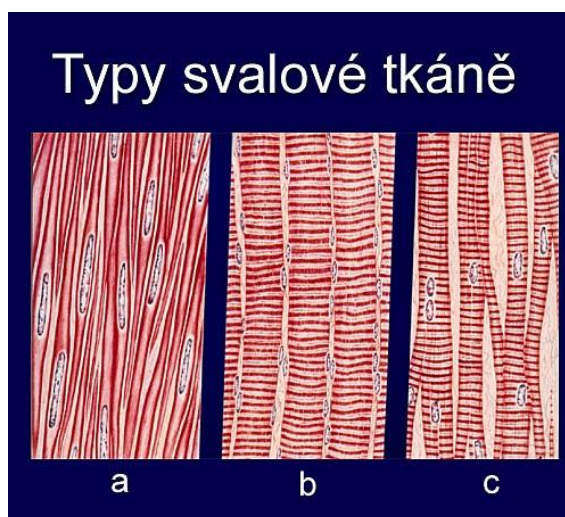
3.2.5.2 Uhlíková metoda

Tato velmi přesná metoda vycházející z radioaktivního izotopu uhlíku, která však pro pacienty představuje určitou radiační zátěž, se provádí velice zřídka, jelikož je k jejímu provedení nutné pracoviště, které má přítomno 3 systémy aktivace neutronů. Uhlík je složkou glykogenu, tuku, bílkovin i kostního minerálu. Bombardování těla různými druhy neutronů umožní specifické reakce pro vápník, dusík a uhlík. Výpočtem z rovnice pak dokážeme zjistit množství tuku v těle [15].

3.3 Svalová tkáň

Svalstvo je charakterizováno schopností kontrakce a relaxace. Při svalovém stahu dochází k přeměně chemické energie na mechanickou. To se projeví aktivní silou a případným zkrácením svalu. Podle funkce a struktury dělíme svalovou tkáň na kosterní (příčně pruhovanou), hladkou, srdeční (myokard) a myoepitel (viz obrázek 2) [17].

V rámci této diplomové práce je nejdůležitější svalovina kosterní.



a – Hladká svalovina
b – Příčně pruhovaná svalovina
c – Srdeční svalovina

Obrázek 2 – Typy svalové tkáně [18]

3.3.1 Hladká

Struktura hladké svalové tkáně je charakteristická protáhlými vřetenovitými buňkami, které jsou dlouhé 20-500 μm (nejběžněji 80 μm). Každá buňka má uprostřed uložené jádro. Okolo se v sarkoplasmě nacházejí myofibrily složené ze submikroskopických mikrofilament. Pomocí myofibril je svalové tkáni umožněno zkrácení až na osminu původní délky. Buňky se buď vyskytují roztroušeně, nebo vytvářejí vrstvy, popřípadě se sdružují do sítí [19].

I za klidového stavu je hladká svalovina v určitém stavu kontrakce a napětí, které označujeme jako tzv. tonus. Tonus se velmi významně podílí na držení těla a správné poloze kloubů. S jeho poklesem se fyziologicky setkáváme ve spánku. Jeho značný pokles je také pozorován při narkóze. V řadě orgánů existují rytmické kontrakce. To znamená, že je za sebou vždy seřazen stah a poté uvolnění. Ke smršťování a uvolňování dochází poměrně pomalu, v podstatě tento typ svalu téměř nepodléhá únavě. Je ovládán vegetativním nervstvem [19].

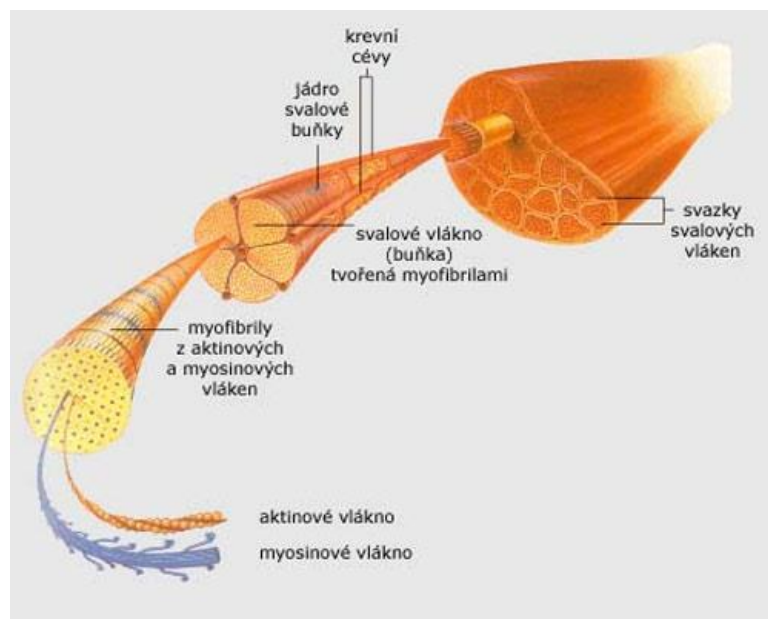
3.3.2 Příčně pruhovaná

Kosterní svalovina tvoří až 40 % hmotnosti těla [17].

Základní stavební jednotkou je svalové vlákno. Je to mnohjaderný útvar široký 10–100 μm . Jeho délka se pohybuje od několika mm do několika cm. Nejdelším svalem je musculus sartorius (sval krejčovský), který patří do přední skupiny svalů stehna. Svalová vlákna v něm měří 12-15 cm [19, 20].

Svalová vlákna vznikla splynutím původně jednojaderných buněk – myoblastů. Splynutím myoblastů vznikají myotuby, které se pak přemění na vlastní svalová vlákna. Ta mají jádra u povrchu a myofibrily uvnitř vlákna. Povrch svalových vláken tvoří sarkolemma [19].

Příčné pruhování je způsobeno tím, že se myofibrily skládají ze světlých (jednolomných) a tmavších (dvojlomných) úseků. Každá myofibrila je složena z bílkovinných jednotek myofilament – tenká aktinová a tlustší myozinová (viz obrázek 3) [19].



Obrázek 3 – Vnitřní stavba svalu [21]

Podle morfologických a funkčních vlastností se v kosterním svalstvu rozlišují vlákna rychlá a pomalá. Rychlá se obvykle jeví jako světlá (bílá) a rychle se unaví. Pomalá vlákna se zase jeví jako tmavá (červená) a vůči únavě jsou podstatně odolnější. Běžci kratších tratí mají obecně větší procento rychlých svalových vláken, maratonci naopak pomalých [19, 22].

Inervace kosterního svalstva probíhá pomocí mozkomíšních nervů [19].

3.3.2.1 Typy svalových vláken

Existuje několik typů svalových vláken [23]:

- Typ I (SO = slow oxidative) jsou pomalá „červená“ vlákna, oxidativní. Mají vysoký obsah myoglobinu, velkou oxidační kapacitu a nízký stupeň unavitelnosti. Využití mají hlavně při vytrvalostní zátěži o nižší intenzitě.
- Typ IIa (FOG = fast oxidative glycolytic) jsou rychlá „bílá“ glykolytická vlákna, která mají střední oxidační a velkou glykolytickou kapacitu. Jsou rychle kontrahovatelná, a středně rychle se unaví. Zapojí se hlavně při silových

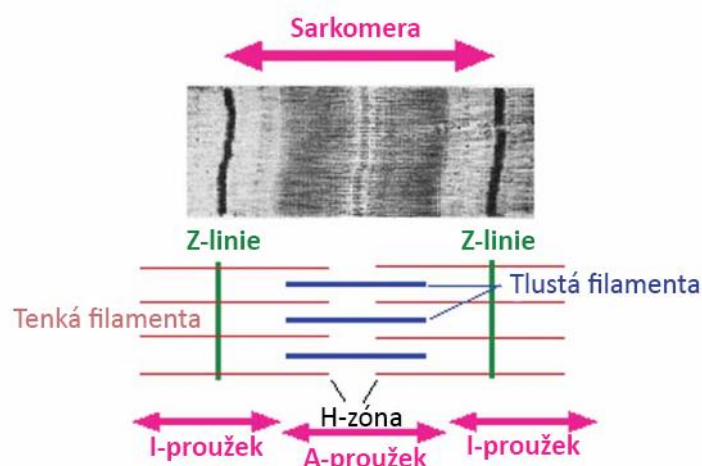
a rychlostních výkonech o střední intenzitě s aerobním i anaerobním metabolismem.

- Typ IIb (FG = fast glycolytic) mají nízkou oxidační a vysokou glykolytickou kapacitu. Rychle kontrahují, ale také se rychle unaví. Uplatní se při fyzické zátěži o maximální intenzitě s převahou anaerobního metabolismu.

Úspěch ve sportu je velmi zásadně limitován zastoupením jednotlivých typů vláken. Jejich poměr rozhoduje o předpokladech k činnostem vytrvalostním, nebo rychlostním a silovým. Další omezení může vycházet z vlastností vazů, šlach, kostí a také z prostorového uspořádání vláken a jejich délky [24].

3.3.2.2 Princip kontrakce příčně pruhované svaloviny

Každé svalové vlákno obsahuje velké množství myofibril. Každá z nich je členěna na sarkomery, což jsou pravidelně se opakující úseky. Jedná se o strukturní i funkční jednotky. Na obou koncích jsou ohraničeny tzv. Z-disky. V nich jsou kolmo ukotvena tenká filamenta (aktin). Ve středu sarkomer jsou umístěna tlustá filamenta (myosin), a to paralelně s osou buňky. Jejich středy spojuje M-linie. Dochází ke střídání izotropních (I) a anizotropních (A) proužků, což se projevuje mikroskopicky jako příčné pruhování. Anizotropní proužky obsahují ještě vnitřní H – zóny, kde se aktin a myosin nepřekrývají (viz obrázek 4). Při kontrakci svalu, kdy se aktin a myosin zasunuje mezi sebe, tedy dochází ke zkrácení úseků I a H-zóny [17].



Obrázek 4 – Stavba sarkomery [25]

3.3.2.2.1 Hledisko molekulární

Současně přijímaná teorie bere v potaz posuv filament a molekulární generátory síly. Při svalové kontrakci se sarkomera zkracuje a filamenta se do sebe zasouvají. Dochází k cyklicky se opakující interakci myozinových hlav s aktinovými filamenty. Tato akce je umožněna vyplavením iontů vápníku do cytosolu, což se děje na základně depolarizace povrchové membrány. Vápenaté ionty se vážou na troponin. To vyvolá konformační změny a tropomyozin se pak zasune hlouběji do míst mezi aktinová vlákna. Tím dojde ke zpřístupnění vazebných míst na aktinu pro myozinové hlavy. Výsledkem je poté aktivace ATPázy a štěpení ATP za přítomnosti hořčičných iontů. Myozinové hlavy, které se navážou na aktinová vlákna v úhlu 90 stupňů, se pak ohnou zhruba o 45 stupňů a chovají se jako páka. Po uvolnění ADP vzniká rigorový komplex. Myozin se od aktinu oddělí, jakmile dojde k navázání dalšího ATP [17].

3.3.3 Srdeční svalstvo

Srdeční svalstvo je také příčně pruhované. Představuje síť buněk, jejichž vlákna jsou mezi sebou propojená plasmatickými můstky. Ve vláknech i můstcích jsou tzv. interkalární disky připomínající schodovité hranice. Ty rozdělují svalovinu na jednojaderné části, jednotlivé buňky. V každé z nich je jádro uloženo centrálně

a okolo se nacházejí kontraktilní myofibrily se shodnou strukturou jako ve svalovině kosterní [19].

3.4 Svalová funkce

3.4.1 Svalový stah

Svalový stah (kontrakce) je základem svalové funkce. Je vyvoláván nervovým podnětem [19]. Dochází k mechanické odpovědi na dráždění motorických jednotek [24].

Kontrakce je umožněna vzájemně interagujícími molekulami bílkovinné povahy (aktin, myosin) a dalšími strukturami, které společně tvoří kontraktilní aparát [17].

Zvýšení síly svalového stahu je umožněno zvýšením vzruchové frekvence v motorických jednotkách a také zvýšením počtu aktivovaných motorických jednotek [2].

3.4.1.1 Rychlost stahu

Rychlost svalového stahu závisí na typu vlákna. U rychlých proběhne do 25 ms, u pomalých vláken do 75 ms [19].

3.4.1.2 Druhy stahu

V praxi můžeme určit, jaké typy svalového stahu (svalové kontrakce) převažují. Nejčastěji uváděnými jsou izometrická a izokinetická kontrakce.

- izometrická – stejná svalová délka
- anizometrická – nestejná svalová délka
- izotonická – stejné svalové napětí
- anizotonická – nestejně svalové napětí

Při izometrické kontrakci se jedná o statickou práci. Sval se nezkracuje, ale roste v něm napětí [26]. Tento druh stahu charakterizuje různé svalové výdrže. Sval se rychle unaví, protože při přetrvávající kontrakci dochází ke ztížení průtoku kyslíku [19].

Při anizometrické kontrakci dochází ke změně délky a svalového napětí zároveň [26].

Izotonická kontrakce je dvojího typu. Při koncentrické se sval zkracuje a při excentrické naopak prodlužuje [26].

Jiné zdroje zase uvádějí dělení svalové kontrakce na následující typy [24]:

- dynamická – sval se zkracuje, či prodlužuje
- koncentrická (překonávající) – svalová vlákna se zkracují a v průběhu činnosti se mění nitrosvalové napětí (odraz, vrh, hod)
- excentrická (ustupující) – svalová vlákna se protahují (dopad po výskoku, chytání míče)
- plyometrická – koncentrická činnost nastává okamžitě po rychlém protažení svalu, což je výhodně využito na získání vysokého množství energie pro koncentrickou akci
- izokinetická – speciální přístroje umožní provést daný pohyb předem stanovenou konstantní rychlostí
- statická (udržující, izometrická) – nitrosvalová činnost se projeví zvýšením napětí při konstantní délce (různé výdrže)

3.4.2 Svalová síla

Svalová síla je přímo úměrná počtu svalových vláken a jejich absolutní velikosti. U horních končetin dosahuje statická svalová síla u žen asi 56 % mužské a u dolních končetin je to zhruba 72 %. Dynamická síla je u ženského pohlaví o 30 % menší. S menšími rozdíly se pak setkáváme v případě, že je síla vztažena na hmotnost nebo aktivní tělesnou hmotu [27].

Mezi činitele ovlivňující svalovou sílu lze zařadit následující [24]:

- intramuskulární koordinace (velikost síly je limitována třemi mechanismy, které ovlivňují činnost motorických jednotek)
 - nábor motorických jednotek – určuje počet a typ aktivovaných jednotek, jsou různě velké a nekontrahují všechny v jeden moment, protože mají jinou prahovou hodnotu nutnou pro aktivaci.
 - frekvence dráždění zapojených motorických jednotek – rychlost střídavého zapojování motorických jednotek může zvyšovat produkci síly
 - synchronizace aktivovaných motorických jednotek – tento mechanismus se uplatní především u činností, které vykonáváme s maximálním úsilím proti minimálnímu odporu, motorické jednotky pracují běžně asynchronně, ale při zvyšujících se požadavcích na vyvinutí maximální síly dochází ke zvýšení počtu jednotek, které se zapojují současně
- intermuskulární koordinace

Projeví se současným zapojením svalů, které jsou důležité pro vykonání daného pohybu a dosažení maximální síly při něm.

- množství svalové hmoty

Dalším z předpokladů projevení svalové síly je poměr příčného průřezu rychlých a pomalých svalových vláken u daného svalu. Celkový počet vláken se nemění, je dán geneticky, může se měnit pouze jejich poměrné zastoupení v důsledku různých typů tréninku. Nárůst svalové hmoty je dále dán hormonálně, růstovými faktory nebo myostatinem, což je bílkovina omezující svalovou hypertrofii.

- zásoby energetických zdrojů

Svalová síla je závislá na dostatečném množství zásob energie ve svalu a také je její rychlé mobilizaci.

- reflexní děje, elasticita svalové a šlachové tkáně
- optimalizace aktivace na úrovni CNS (motivace, soustředění)
- technika

3.5 Hodnocení svalové funkce a svalové síly

3.5.1 Funkční svalový test

Funkční svalový test patří mezi pomocné vyšetřovací metody. Informuje například o síle jednotlivých svalů nebo svalových skupin, analyzuje jednoduché pohybové stereotypy, napomáhá k určování rozsahu a lokalizace lézí motorických periferních nervů. Při vykonání určitého pohybu v prostoru je zapotřebí vyvinout určitou svalovou sílu. Tu pak můžeme odstupňovat podle podmínek, za kterých je daný pohyb vykonáván. Stále se však jedná o hodnocení pouze kvalitativní. Stupně svalové síly pak můžeme rozeznávat tyto [28]:

- bez motorického efektu, pouze záškub svalu
- lze překonat pouze gravitací

- pohybuje částí těla s vyloučením působení gravitace
- může překonat zevně kladený odpor

Stupnice pro určování svalové síly byla během let mnohokrát upravována. Většina autorů se však řídí podobnými zásadami. Nejvyužívanější se stala asi stupnice z roku 1946, která je zjednodušená a udává hodnoty v procentech. Podle ní jsou rozlišovány následující základní stupně [28]:

- stupeň 0 (nula) – sval nejeví ani nejmenší známky stahu
- stupeň 1 (T = trace) – záškub svalu, zachováno zhruba 10 % svalové síly
- stupeň 2 (P = poor) – asi 25 % síly normálního svalu, vykoná pohyb, ale nepřekoná žádný odpor
- stupeň 3 (F = fair) – asi 50 % síly normálního svalu, překoná zemskou tíži
- stupeň 4 (G = good) – přibližně 75 %, dokáže překonat středně velký vnější odpor
- stupeň 5 (N = normal) – sval překoná značný vnější odpor, plný rozsah pohybu

3.5.2 Dynamometrie

Dynamometrie je metoda zabývající se měřením svalové síly. Používané přístroje se označují jako dynamometry, nebo myometry. Ty se rozdělují na mechanické, pneumatické, elektrické a digitální [4].

Bývají zatíženy chybou měření, jelikož je zvyšování síly v průběhu omezeno bolestivými podněty [2].

Skutečnou svalovou sílu můžeme změřit myografem pouze na svalovém preparátu. U člověka neměříme sílu jednoho konkrétního svalu, ale tzv. svalových skupin. Hodnoty jsou vyjadřovány buď jako absolutní, nebo relativní (v podobě indexů vztažených na tělesnou hmotnost). Měření by mělo být pokaždé uskutečňováno ve fixní poloze. K tomu může sloužit fixační aparatura – dynamometrický stůl (měření je vykonáváno v poloze vleže) nebo dynamometrické křeslo (měření se odehrává vsedě). V praxi se využívají varianty těchto dvou způsobů, nebo se měření provádí v některých případech i bez fixační aparatury [4].

Síla kosterního svalstva se pohybuje mezi 70–100 N/cm² příčného řezu svalu. Starší uváděnou jednotkou byl tzv. kilopond (1kp = 9,81 N) [2].

3.5.2.1 Izometrická dynamometrie a dynamometry

Tento druh dynamometrie je založen na izometrické svalové kontrakci. Při ní svalové napětí roste, ale délka svalu se nemění. K fixaci testovaných osob může sloužit křeslo, které omezuje pohyb dalších svalových skupin. Měření by mělo probíhat ve 3 pokusech s odpočinkem. Dynamometr poskytuje informaci o maximální síle a také o změně síly v čase [26].

Nejjednodušším příkladem z praxe je měření síly stisku prstů mechanickým nebo elektrickým ručním dynamometrem (tzv. handgrip) [8]. Průměrně naměřené hodnoty jsou uvedeny v tabulce 2.

Pro měření izometrické síly se využívají kromě dynamometrů i jednoduché piezoelektrické přístroje (tensometry), které slouží k měření síly u menší svalové skupiny [26].

Věk (roky)	F = síla stisku horní končetiny (N)			
	Muži		Ženy	
	Dominantní končetina	Nedominantní končetina	Dominantní končetina	Nedominantní končetina
18–30	350–518	322–486	179–277	156–258
31–59	327–511	298–490	181–299	149–269
≥ 60	233–393	212–372	139–243	120–216

Tabulka 2 – Fyziologické hodnoty síly stisku dle Budziarecka et al. (2008) [2]

3.5.2.1.1 Měření síly stisku – snaha o sjednocení

Existuje snaha o sjednocení podmínek a standardizovaných postupů, které by se měly dodržovat při hodnocení síly stisku ruky. Spousta studií totiž nedefinuje přesné okolnosti měření – kolikrát byl pokus opakován, jaké mezi jednotlivými pokusy byly rozestupy, jestli byla měřena pouze dominantní končetina nebo obě dvě, jaké výsledky byly nakonec zahrnuty atd.

Například přehledový článek z roku 2011 [29] se snaží ucelit dosavadní poznatky, které se tohoto tématu týkají. Bylo vybráno 42 studií, které byly detailněji prozkoumány. Nejrozšířenějším přístrojem k měření síly stisku je dynamometr Jamar, je také přijímán jako zlatý standard. Má 5 různých nastavitelných pozic. Nejvíce využívaná je pozice číslo dvě, ale záleží na velikosti ruky měřeného. U žen s delšími nehty, které přesahovaly už o pouhých 0,5 cm, také došlo k ovlivnění výsledků v důsledku bolestivého podnětu. Dominantní končetina by měla mít o 10 % větší sílu než nedominantní. To ale zřejmě platí pouze u praváků. U leváků byla naměřená síla u obou končetin stejná. Velmi také záleží na pozici těla při měření. U předloktí byla největší síla naměřena v supinaci a u ramene při 180° flexi. Rozdíl mezi tím, jestli subjekt stojí nebo sedí, příliš velký nebyl. Bylo vydáno doporučení, jak přesně by měli být měření umístěni (viz tabulka 3), avšak další studie zjistily, že pokud měřený člověk zaujmul přirozenou a pohodlnou pozici, byla zjištěná síla vyšší.

Při opakujících se pokusech je lepší dodržet určitý interval pro odpočinek. Nejlepší denní doba na měření byla kolem 18:00, nejmenší hodnoty byly zjištěny okolo 6:00 [29].

	ASHT protokol	Southampton protokol
Pozice těla	Zkoušený sedí	Zkoušený sedí, stále je používána stejná židle
Pozice ruky	Ramena v addukci, paže s předloktím svírá pravý úhel, předloktí v neutrální pozici	Předloktí volně spočívají na opěradlech židle
Pozice zápěstí	Dorzální flexe mezi 0°-30°	Volně spočívá na opěradle, palci směrem nahoru
Pozice dolních končetin	/	Chodila položena na pevné podložce
Povzbuzení	/	Chci, abyste stiskl/a co možná nejvíce po co nejdelší dobu, dokud neřeknu stačí.
Počet pokusů	/	3 pokusy na každé ruce, střídání pravé a levé
Použité skóre	/	Maximální síly ze všech 6 pokusů

Vysvětlivky: ASHT – The American Society of Hand Therapists

Tabulka 3 – Porovnání dvou měřících protokolů [29]

3.5.2.1.2 Využití hodnocení síly stisku

Síla stisku byla vyhodnocena podle přehledového článku [1] jako dobrý predikční faktor. Zahrnuje 45 studií, které zkoumají zdravé osoby, nebo pacienty především středního a vyššího věku. Pacienti byli po operacích, hospitalizovaní z různých důvodů, s funkčním omezením, s rakovinou, s jaterními nebo ledvinovými onemocněními, artritidou a zlomeninami pánve. Pro vyhledávání bylo využito databází Medline/Pubmed, EMBASE, Cumulative Index of Nursing and Allied Health a Science Citation Index. Použity byly různé typy ručních dynamometrů (Jamar, Smedley, single spring...). Výsledkem bylo ověření, že ruční dynamometrie je velmi dobrým ukazatelem mortality, různého stupně postižení, pooperačních komplikací a prodloužené délky pobytu v nemocnici. Některé ze studií dokonce hodnotí ruční dynamometrii v tomto ohledu lépe než klasická laboratorní a klinická vyšetření.

Může být také velmi dobrým ukazatelem stavu výživy v porovnání s měřením výšky/váhy, sérovým albuminem a obvody končetin.

Ke stejnému závěru došla i studie [30], které zahrnovala přes půl milionu občanů Spojeného Království ve věku 39-73 let. Pro měření svalové síly byl použit hydraulický ruční dynamometr Jamar. Měření museli dynamometr stisknout na maximum po dobu 3 sekund. Na každé ruce se měření opakovalo třikrát. Bylo zjištěno, že muži jsou silnější než ženy. Také byly nalezeny významné statistické korelace mezi silou stisku a výškou. Autoři doporučují zjišťování síly stisku pravidelně, jelikož je dobrým ukazatelem předčasné mortality a dalších komplikací.

Další studie [31] se zabývala korelacemi mezi silou stisku, výškou, váhou, BMI a tloušťkou přitahovače palce. Zúčastnilo se jí 150 žen a 150 mužů od 18 do 90 let. Síla stisku byla měřena na dominantní i nedominantní končetině. Nebyl nalezen žádný významný rozdíl u dominantní a nedominantní končetiny mezi lidmi manuálně pracujícími a lidmi s jinou profesí. Ve všech věkových skupinách vykazovali muži větší sílu než ženy a dominantní končetina byla silnější u všech účastníků. Byla také nalezena silná korelace mezi silou stisku a výškou, váhou, tloušťkou přitahovače palce. Naopak negativní korelace byla nalezena mezi silou stisku a věkem, přičemž nejvyšší úbytek síly stisku byl zaznamenán po 60. roce života.

Podle observační studie [32] týkající výživy může také síla stisku sloužit k předpovězení změn a k určení současného nutričního stavu. K měření síly byly používány hydraulické ruční dynamometry Jamar (Sammons Preston Rolyan, Belinbrook, Illinois 2010 model). Měření bylo provedeno 3krát na dominantní končetině. Pacienti měli vydržet maximální stisk po dobu 3 sekund a mezi jednotlivými pokusy byla 10-30 sekund pauza. Nutriční status byl hodnocen dle PG-SGA (patients generated subjective global assessment) skóre.

3.5.2.2 Izokinetická dynamometrie a dynamometry

Izokinetická dynamometrie slouží k měření čisté svalové síly během izolovaného pohybu kloubů [33]. Umožňuje dosáhnout maximálního výkonu v celém rozsahu pohybu za co nejvíce konstantní rychlosti. Rychlost je zajištěna bez ohledu na napětí ve svalech [26].

Dochází k vytvoření proměnlivého odporu a jeho měření. První přístroje vznikly již v 70. letech 20. století, ale umožňovaly jen koncentrickou⁷ svalovou činnost. Až časem vznikly nové typy umožňující činnost excentrickou⁸ [34].

Pasivní izokinetické dynamometry využívají elektromechanické nebo hydraulické komponenty. V těchto zařízeních se odpor vyvine pouze jako reakce na použitou svalovou sílu a tím pádem mohou být použity pouze k měření svalové síly u koncentrické svalové činnosti. Elektromechanické dynamometry s aktivním mechanismem umožňují excentrickou i koncentrickou činnost svalů s konstantní úhlovou rychlostí [33].

Všechny přístroje obsahují 2 hlavní součásti. První je „hlava“, ve které je umístěn dynamometr, který kontroluje rychlost. Umožňuje také měření úhlové rychlosti, působící síly a polohy. Další součástí je jednotka pohybující se na základě síly, kterou na ni testovaná osoba působí. Tvoří ji rameno a zařízení zaznamenávající sílu. Rameno páky se pohybuje nastavenou úhlovou rychlostí. Jakmile začne testovaná osoba tlačit do podložky silněji, přístroj zvětší odpor a tím zachová konstantní rychlost [34].

Právě díky možnosti nastavení odporového točivého momentu je možné měřit svalovou sílu i svalovou výdrž [33].

Mezi problémy, které se mohou při měření objevit a ovlivnit výsledky, patří například nedostatečná kompenzace gravitační síly. Tento problém může být vyřešen metodami, které gravitaci kompenzují. Jsou nedílnou součástí

⁷ Činnost, při které dochází ke zkrácení svalu [35]

⁸ Činnost, při které dochází k natažení svalu [35]

experimentálních protokolů u většiny dynamometrů, které jsou spojené s počítačovou technikou. Dalším z problémů může být nástup a udržení úhlové rychlosti. Na začátku měření je dynamometr akcelerován bez odporu, dokud nedojde k dosažení přednastavené rychlosti. Teprve poté je aktivován odporový mechanismus a následuje zpomalení rychlosti pohybu. [33]

3.6 Energetický výdej

Příjem a výdej energie by měl být vyrovnaný. Jakmile je rovnováha delší dobu porušena, může se při převažujícím příjmu energie rozvíjet obezita, nebo naopak při zvýšeném výdeji energie hrozí podváha [36].

Fyziologicky se s převažujícím příjmem energie nad jejím výdejem setkáváme v období, kdy v lidském těle dochází k reparaci tkání, k růstu nebo pokud je osoba v rekonvalescenci [2].

Mezi hlavní zdroje energie patří potraviny s obsahem tuků, bílkovin, sacharidů a také alkohol [36].

Vzestup celkového energetického výdeje může být způsoben kouřením (dokonce až o 10 %), nebo také konzumací nápojů s obsahem kofeinu a methylxantinů [3].

Jednotkou energie v SI je joul (J), ale v praxi se stále ještě velmi často setkáváme s jednotkou kalorie (cal). Nejčastěji se používají násobky – kilojouly, megajouly nebo kilokalorie a megakalorie. Jedna kalorie odpovídá 4,185 joulu [2].

Energetický výdej se obecně skládá ze tří složek, přičemž první dvě z nich jsou významně ovlivněny geneticky [3].

3.6.1 Bazální metabolismus

Bazální energetický výdej tvoří 55-70 % celkového denního výdeje [3].

Je to energie potřebná k zachování základních životních funkcí při naprostém duševním a tělesném klidu za normální teploty. Normální teplota představuje pro oblečeného člověka 20 stupňů a pro nahého 27 stupňů. Daná osoba musí také být v bdělém stavu a nalačno (12 hodin po posledním příjmu potravy), ideálně po 8 hodinách spánku. Jeho hodnota je závislá na pohlaví, věku, výšce, hmotnosti, podílu svalové hmoty, teplotě těla, stavu výživy apod. [2, 36, 37].

Všechny podmínky pro měření většinou není v praxi možné dodržet, a proto se zjednodušeně stanovuje klidový energetický výdej REE (resting energy expenditure), který je v průměru asi o 10 % vyšší než hodnota bazálního metabolismu. Subjekt měření musí mít minimálně 2 hodiny odstup od poslední přijaté potravy a musí být v klidu [2, 36, 37].

3.6.2 Energie využitá na trávení potravy

Je to energie, která zahrnuje trávení, vstřebávání a zpracovávání přijaté potravy. Označuje se jako tzv. termický efekt potravy nebo postprandiální termogeneze (DIT = diet induced thermogenesis). Její podíl na celkovém denním výdeji je asi 10-15 %. Můžeme ji dělit na obligatorní (trávení, vstřebávání, metabolismus živin) a fakultativní (aktivace sympatiku po příjmu potravy) [3, 36].

Každá složka potravy se na celkovém energetickém výdeji podílí jinou měrou. Lipidy z 0-3 %, sacharidy z 5-10 % a proteiny z 20-30 % [37].

3.6.3 Pohybová aktivita

Pohybová aktivita je nejvariabilnější složka celkového výdeje. Velmi závisí na aktivitě daného jedince. U vysoce aktivních lidí může dosahovat až 50 % a u neaktivních většinou okolo 20 %. Při pravidelné a déletrvající aktivitě dokonce dochází k tomu, že i po ukončení ještě nějakou dobu přetrvává vyšší výdej energie, než je klidový, což může být výhodné například při snaze o hubnutí [3, 36].

3.7 Metody stanovení energetického výdeje (energometrie)

3.7.1.1 Přímá kalorimetrie

Tato metoda zjišťování energetického výdeje je založena na přímém měření tepla, které se uvolní z organismu. Měření probíhá v tepelně izolovaném prostoru (kalorimetru) [2].

Je využívána ve vědecké praxi pouze na několika pracovištích na světě [38].

3.7.1.2 Nepřímá kalorimetrie

Je využívána v praxi podstatně více než přímá kalorimetrie. Stanovování energetického výdeje probíhá na základě hodnocení vydechovaného vzduchu. Sleduje se v něm spotřebovaný kyslík a vydechovaný oxid uhličitý [2].

Oxidace složek výživy je spojena s určitými hodnotami spotřebovaného O₂ a vydechovaného CO₂ [38].

Tato metoda umožňuje sledovat i využití jednotlivých živin, na což je potřeba dodat ještě údaje o odpadním dusíku v podobě močoviny a také určit hodnotu respiračního kvocientu⁹ [2].

Rozlišujeme dva druhy respiračního kvocientu. Klidový lze vypočítat z naměřených hodnot vyprodukovaného CO₂ a spotřebovaného O₂. Pokud známe i množství vyloučeného dusíku močí za určitý čas, lze vypočítat tzv. nebílkovinný respirační kvocient. Odpad dusíku, který lze naléznout při rozboru v moči je ekvivalentní s rychlostí degradace bílkovin [38].

Jiná varianta nepřímé kalorimetrie stanovuje energetický výdej pomocí dvojité značené vody. Dochází k požití vody obsahující vzácné izotopy kyslíku ¹⁸O a ²H ve známém objemu i koncentraci a následně k jejich eliminaci z organismu. Metoda je bezpečná, jelikož tyto neradioaktivní prvky jsou běžnou součástí lidského

⁹ Poměr, který udává objem vydechnutého oxidu uhličitého na litr vdechnutého kyslíku [39]

organismu. Její výhodou také spočívá v tom, že měřená osoba nemusí žádným způsobem měnit své každodenní aktivity. Sledovací období je 1-2 týdny. Nelze však určit utilizaci jednotlivých substrátů [2, 37].

3.7.1.3 Predikční rovnice

Kalorimetrická měření nejsou v praxi vždy možná, a proto se často využívají predikční rovnice ke stanovení bazálního metabolismu a energetického výdeje [2].

Ty jsou často zakomponovány i do antropometrických vah, které se v praxi hojně využívají i na domácí měření.

3.7.1.3.1 Harris Benedict

Velmi často v praxi využívaná rovnice pro odhad bazálního metabolismu vznikla již v roce 1919. Vytvořili ji J.A. Harris a F.G. Benedict. K jejímu výpočtu se využívají základní antropometrické údaje – hmotnost, výška, věk. Rovnice je rozdílná pro mužské a ženské pohlaví [2].

Muži

$$\text{BAZÁLNÍ METABOLISMUS (kcal/den)} = 66,5 + 13,8 * \text{hmotnost (kg)} + 5,0 * \text{výška (cm)} - 6,8 * \text{věk (roky)}$$

Ženy

$$\text{BAZÁLNÍ METABOLISMUS (kcal/den)} = 655 + 9,6 * \text{hmotnost (kg)} + 1,8 * \text{výška (cm)} - 4,7 * \text{věk (roky)}$$

3.7.1.3.2 Ireton-Jones

Rovnice publikována v roce 1992 C.S. Ireton-Jones slouží k odhadu energetického výdeje. Pracuje s proměnnou (o), která se řídí podle toho, zda je u dané osoby přítomna obezita. Ta se hodnotí podle toho, jestli je, nebo není BMI větší než 27. Pokud ano, dosazuje se hodnota 1 a pokud ne, dosadí se 0 [2].

$$\text{AKTUÁLNÍ ENERGETICKÝ VÝDEJ (kcal/den)} = (629 - 11 * \text{věk [roky]}) + (25 * \text{hmotnost [kg]}) + (609 * o)$$

3.7.1.4 Tabulky

Dalším způsobem odhadování energetického výdeje jsou tabulky, které uvádějí normované hodnoty energetického výdeje pro dané aktivity. Při nich se pak může zvyšovat metabolismus klidový na metabolismus pracovní. V tabulkách nalezneme hodnoty metabolického ekvivalentu (MET hodnoty). Ty uvádějí poměr bazálního a pracovního metabolismu. 1 MET = hodnota bazálního metabolismu [2].

Podle dalšího zdroje můžeme také jeden metabolický ekvivalent definovat jako množství kyslíku, které je spotřebováno při sezení v klidu a je ekvivalentní 3,5 ml kyslíku/kg/min [40].

Jednotlivé činnosti jsou pak v tabulkách vyjadřovány v násobcích jednoho MET (viz tabulka 4).

Činnost	MET	
Sportovní aktivity	jóga	2-4
	jogging	7
	kulečnick, šipky	2,5
	lední hokej	8
	lezení	5-8
	lov	5
	pěší turistika	6
	plavání	3,5-13,8
	posilování	3,5-6
	rybaření	3,5
	sjezdové lyžování	4,3-8
	softbal	5
	squash, tenis	7,3
	střelba	2,5
	šnorchlování	5
	tanec (společenský pomalý/rychlý/závodní)	3/5,5/11, 3
	volejbal (v hale/beach volejbal)	6/8
Domácí práce	domácí opravy	2,5-6
	malování, tapetování	3,3
	nakupování	2,3
	odhazování sněhu	5,3-7,5
	práce na zahradě	3,5
	praní	2,3
	sekání dřeva	4,5-6,3
	sekání zahrady	2,5-4,5
	stlaní	3,3
	uklizení, vaření, mytí nádobí	2,5
	venčení psa	3
	zalévání kyttek	2,5
	žehlení	1,8
Hra na hudební nástroje	hudební nástroje obecně	2
	akordeon	1,8
	bicí	3,8
	étna	2
	housle	2,5
	kytara (klasická/rocková kapela)	2/3
	piano	2,3
	trubka	1,8
Další činnosti	čtení, studium	1,3
	hra s dětmi	2,8-5,8
	hraní deskových her, karet, na počítači	1,5
	jídlo (stolování), užívání léků	1,5

Tabulka 4 – Ukázka tabulek s hodnotami MET [2]

3.8 Ovlivnění svalové síly fyzickou aktivitou

3.8.1 Cesty ke zvýšení svalové síly

Dlouho bylo odborníky zvyšování svalové síly podceňováno. Podle nich se její pěstování týkalo spíše jen svalovců, vzpěračů a nebylo slučitelné s tréninkem vytrvalostním ani obratnostním. Mělo se totiž za to, že u člověka provozující obě činnosti se výsledný efekt spíše vyruší. Bylo dokonce publikováno, že při tréninku statické silové zátěže dochází k poklesu aerobní výkonnosti, obratnosti a pružnosti. To mělo platit i na opačnou stranu. Z dřívějších dob pochází i názory o sklonu k hypertenzi a hypertrofii levé komory po provozování silového tréninku [27].

Tyto názory však byly zpochybněny a nyní přetrvávají důkazy o tom, že zachování svalové síly je velice důležité pro zdraví i pro terapii nejrůznějších onemocnění. Je upřednostňován tzv. odporový trénink. Jeho součástí bývá i aerobní cvičení pro posílení srdečních i plicních funkcí. Pokud by byl trénink u běžné „netrénované“ populace zaměřen příliš jednostranně, může dojít jednak k poklesu výkonnosti, ale i k rozvoji zdravotních problémů [27].

Pozitivní výsledky po absolvování odporového tréninku i u nemocných dokládá i studie z roku 2013 [41], která zkoumala jeho vliv na variabilitu srdeční frekvence, kardiorespirační funkční kapacitu a svalovou sílu u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí. Zahrnovala odporový trénink, který probíhal celkem 24krát (60 minut, 3krát týdně). Úvodního ohodnocení se zúčastnilo 32 pacientů, ale více než polovina byla poté ze studie vynechána, jelikož nesplnili předem stanovená kritéria. K hodnocení svalové síly byl použit digitální dynamometr Force Gauge. Pacienti vykonávali maximální izometrickou kontrakci různých svalových skupin po dobu 6 sekund. Měření bylo opakováno 3–5krát s minutovou pauzou mezi nimi a poté byl zaznamenán výsledek s dosažením největší síly. Měřené pozice byly následující: flexe kolene, extenze kolene, flexe ramene, abdukce ramene, loketní flexe. Po tréninku došlo ke zlepšení měřené svalové síly ve všech pozicích, statisticky významně u abdukce ramene a flexe kolene.

Výkonnost lidského organismu při aerobních aktivitách vyjadřuje celkový stav organismu, zatímco svalová síla může být odlišná u různých svalových skupin nebo i jednotlivých svalů. Rozdíly v síle se mohou objevovat mezi horní a spodní polovinou těla a často se také setkáme s odlišnostmi na pravé a levé polovině. Velmi také záleží na typu síly, kterou hodnotíme. Může se jednat o výbušnou, statickou, nebo dynamickou [24, 27].

Tréninkem lze zvýšit svalovou sílu. Uplatňují se při něm různé adaptační mechanismy (zvětšení kontraktibilních struktur¹⁰ svalovou hypertrofií, zvětšení energetických zásob ve svalu, zlepšení intermuskulární a intramuskulární koordinace, zlepšení funkčních vlastností¹¹) [24].

Zvýšení svalové síly pomocí fyzické aktivity bylo prokázáno i v přehledovém článku zveřejněném v roce 2012 [42]. Bylo zkoumáno, zda se u lidí ve věku 40-60 let projeví při pravidelné fyzické aktivitě zvětšená svalová síla, lepší rovnováha a výdrž. Bylo nalezeno celkem 23 studií, které se zabývaly zmíněnou problematikou a všechny z nich svědčily pro kladný efekt. Lepší výsledky na zlepšení svalové síly vykazovaly ty programy, které se zabývaly odporovým tréninkem.

Ze studie, která se týkala dánské populace a testovala 16539 účastníků starších než 18 let vyplynulo, že pravidelná aktivita souvisela s vyšší silou stisku. Zúčastnění byli podrobena měření výšky, váhy, krevního tlaku, množství tělesného tuku, síly stisku a aerobnímu testu na rotopedu. Síla stisku byla měřena pomocí ručního dynamometru Takei Scientific Instruments Co.Ltd., Tokyo, Japan. Byla provedena dvě měření s odstupem maximálně 1 minutu na dominantní končetině a lepší výsledek byl zaznamenán. Dále byl vyplněn dotazník týkající se životního stylu [43].

3.8.1.1 Vývoj síly

V průběhu vývoje roste svalová síla u obou pohlaví podobně, ale u chlapců je přesto o něco vyšší. Tento rozdíl je znatelný především u svalů pletence ramenního, u trupu již méně a na dolních končetinách v podstatě vůbec. V době největšího

¹⁰ aktin a myosin

¹¹ rychlost kontrakce, elasticita [24]

růstového přírůstku nebo zhruba jeden rok od něj se také podle longitudinálních studií nejvíce zvyšuje svalová síla [27].

S přibývajícím věkem klesá rychlost svalové kontrakce a celkově se snižuje kvalita koordinace pohybu. Nemalý podíl na tom může mít také snížení množství fyzické aktivity. Vlastní podstatou je pokles počtu svalových vláken, který je patrný zvláště po 65. roku života. To se týká hlavně rychlých bílých (typ IIb), která mohou klesnout až o 26 %. Může se tím relativně zvýšit počet červených oxidativních pomalých (typ I), která zaplní místa uvolněná předešlým typem vláken (viz tabulka 5) [27].

	Vliv stárnutí	Vliv tréninku
Hustota kapilár	pokles	vzestup
Svalová vlákna typu I	vzestup	beze změny
Svalová vlákna typu IIa	beze změny	vzestup
Svalová vlákna typu IIb	pokles	beze změny

Tabulka 5 - Přehled adaptačních změn svalových vláken vlivem tréninku u starších osob [27]

4. EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

Měření probíhalo v prostorách Katedry biologických a lékařských věd Farmaceutické fakulty. Zúčastnilo se ho celkem 24 osob ve věku 21–27 let. Z toho bylo 10 mužů a 14 žen.

Celkové vyšetření trvalo zhruba hodinu a odehrávalo se mezi 8. a 10. hodinou ranní. Skládalo z měření výšky, kaliperace, hodnocení těla na antropometrické váze, z měření obsahu viscerálního a celkového tuku přístrojem Abdominal fat analyser, z měření tělesného složení pomocí Body composition monitor (BCM), ze spirometrického vyšetření, z měření síly a výdrže 5 různých svalových skupin a z hodnocení svalové síly a výdrže stisku ruky.

Všem účastníkům byl následně zaslán na email dotazník ohledně fyzických aktivit, které vykonávali v minulosti a které provozují v současnosti. Dále měli přesně popsat své činnosti během dvou všedních dní a jednoho dne o víkendu. Z těchto informací byly pak vypočítány s pomocí tabulek s MET hodnotami denní energetické výdeje a s ohledem na zmíněné informace o fyzických aktivitách došlo k rozdělení do dvou skupin – méně fyzicky aktivní a více fyzicky aktivní.

4.1 Použitá metodika

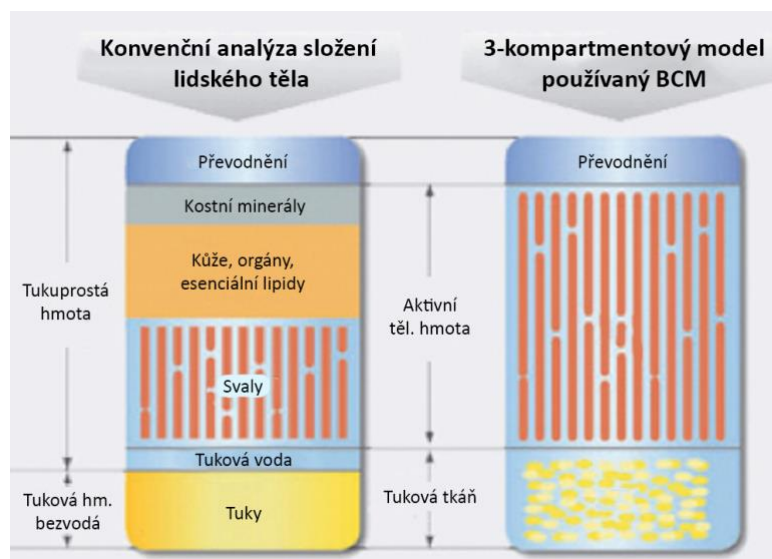
Mezi přístroje používané při měření jednotlivých parametrů u testovaných osob byly zahrnuty:

- BCM – Body composition monitor (Fresenius medical care AG&Co., Bad Homburg, Germany) – bioimpedanční spektroskopie
- Pinch/Grip analyser + Digital myometer (MIE Medical Research Ltd., Leeds, United Kingdom), Clinical Analysis Software (CAS) – dynamometrie
- Abdominal fat analyser AB 140 M Viscan (Tanita corporation, Tokio, Japan) – měření viscerálního a celkového tuku

- Body composition monitor Inner Scan, BC-532 (Tanita corporation, Tokio, Japan) – antropometrická váha
- Spirometr Micro DL (Micro Medical Limited, Rochester, United Kingdom) – spirometrie
- Kaliper Best K-501 (Trystom, Olomouc, Czech Republic) – kaliperace

4.1.1 Body composition monitor

Přístroj na měření tělesného složení BCM byl speciálně vyvinut pro hodnocení malnutrice u pacientů s ledvinným selháním a otestován na více než 500 pacientech a zdravých osobách. Neinvazivně, snadno a velmi rychle umožní hodnotit tělesné složení u pacientů i zdravých osob. Délka měření jedné osoby se pohybuje okolo 2 minut. Tělesné složení bývá často popisováno pomocí FM a FFM bez ohledu na možné zavodnění. BCM je první přístroj, který je schopen rozlišit mezi svalovou hmotou a patologickým převodněním (OH, overhydration) organismu. K měření využívá 3-kompartmentový model (viz obrázek 5) [44].

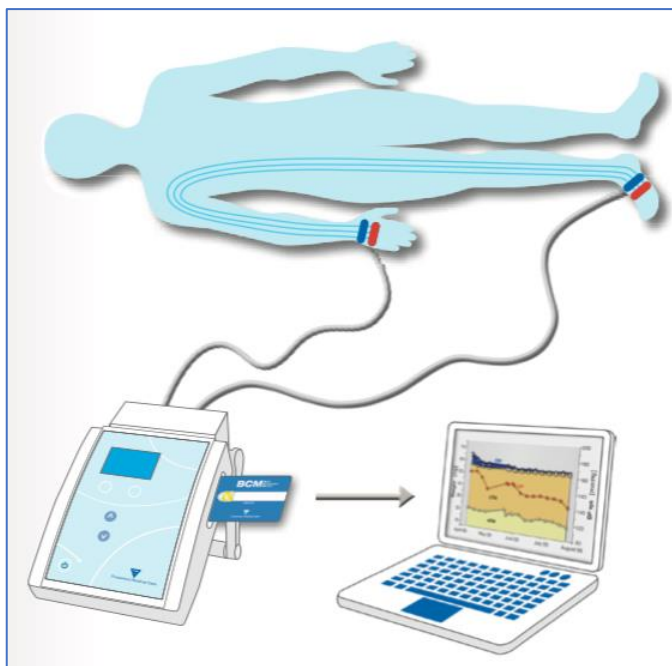


Obrázek 5 - Rozdíl mezi pojetím složení těla při klasické analýze a při analýze pomocí BCM [44]

Přístroj byl validován, jednotlivé měřené parametry porovnávány vůči referenčním metodám zlatého standardu (např. množství intracelulární tekutiny – metoda celkového tělesného draslíku, aktivní tělesná hmota – DEXA atd.) [44].

4.1.1.1 Postup

Vyšetření pomocí BCM absolvuje měřená osoba v poloze na zádech. Nejprve se odmastí lihobenzínem příslušná místa kůže, aby byla zajištěna lepší přilnavost 4 elektrod, které se poté zhruba po 2 minutách nalepí. Proximální a distální elektroda se umístí na zápěstí v supinaci a další dvě proximální a distální elektrody se nalepí na nárt (viz obrázek 5). Vždy se umísťují na jednu polovinu těla. Testovaná osoba se nesmí končetinami dotýkat.



Obrázek 6 – Schéma měření pomocí BCM [44]

Do přístroje se vloží karta a zadá se výška, váha, věk a pohlaví. Svorky vedoucí z přístroje se napojí na příslušné elektrody. Červená svorka se lepí na distální elektrodu a černá na proximální. Poté se spustí měření, které pak celé automaticky proběhne. Zkontrolují se naměřené hodnoty a z přístroje se může vyjmout karta, ze které se data přetáhnou pomocí čtečky do počítače. Při měření další osoby se musí použít čistá (vymazaná) karta a nové elektrody.

4.1.1.2 Měřené parametry

BCM vyhodnocuje parametry uvedeny v tabulce 6. Mimo to ještě uvádí další vypočítané parametry, jako například BMI [44].

Zkratka, název parametru, jednotka	Český název parametru
OH – Overhydration (L)	Převodnění
TBW – Total Body Water (L)	Celková tělesná voda
V – Urea Distribution Volume (L)	Distribuční objem močoviny
LTI – Lean Tissue Index (kg/m ²)	Index tukuprosté tkáně
FTI – Fat Tissue Index (kg/m ²)	Index tukové tkáně
LTM – Lean tissue Mass (kg), (%)	Tukuprostá hmota
FM – Fat Mass (kg)	Tuková hmota bezvodá
ATM – Adipose Tissue Mass (kg), (%)	Tuková tkáň
BoCM – Body Cell Mass (kg)	Tělesná buněčná hmota
ECW – Extracellular Water (L)	Extracelulární tekutina
ICW – Intracellular Water (L)	Intracelulární tekutina
ECW/ICW	Poměr extracelulární a intracelulární tekutiny

Tabulka 6 - Parametry měřené BCM [44]

4.1.1.2.1 Převodnění

Tento parametr je téměř ze 100 % tvořen ECW, zatímco LTM a tuková tkáň (ATM) obsahují různé poměry ECW a ICW v kombinaci s pevnými komponenty. I u zdravých jedinců se poměry ECW/ICW v jednotlivých tkáních mohou lišit, a neposkytují dostatečnou informaci o stavu hydratace organismu. Proto je OH velice důležitým parametrem. Při normálním stupni hydratace u měřené osoby neočekáváme vyšší hodnoty zavodnění. Při různých patologických stavech dochází ke změnám ECW, zatímco ICW zpravidla zůstane beze změny. Může se měnit množství ECW jako součásti LTM, ATM (např. edém) nebo se množství ECW mění nezávisle na ovlivnění hydratace ve zmíněných tkáních (např. ascites, pleurální výpotek). Záporné hodnoty parametru OH značí, že může být přítomna dehydratace [44].

4.1.1.2.2 Index tukuprosté tkáně

Je definován jako množství LTM na jednotku plochy (kg/m²) [44].

4.1.1.2.3 Index tukové tkáně

Index je definován jako množství FM na jednotku plochy, v tomto případě tedy (kg/m^2) [44].

4.1.1.2.4 *Tukuprostá hmota*

Tento parametr je určen váhou měřené osoby po odečtení FM a OH. Běžně LTM obsahuje 70 % vody, zatímco zbývající část je složena z proteinů a minerálů [44].

4.1.1.2.5 *Tuková tkáň*

Tuková tkáň většinou zahrnuje okolo 20 % vody. Jako další parametr bývá pak uváděna ještě samotná tuková hmota v kilogramech bez obsahu vody [44].

4.1.1.2.6 *Tělesná buněčná hmota*

Tento parametr reprezentuje metabolicky aktivní buněčnou hmotu. Není v něm zahrnuta ECW obsažena v metabolicky aktivních tkáních [44].

4.1.1.2.7 *Extracelulární tekutina*

ECW obsahuje intersticiální tekutinu, vodu obsaženou v plazmě a transcelulární tekutinu přítomnou v epitelové výstelce. Výpočet tohoto parametru probíhá na základě upraveného Hanai modelu¹², Cole-Cole diagramu¹³ a využívá naměřené hodnoty impedance [44].

¹² Popisuje vliv suspenze nevodivých sfér lidské tkáně ve vodivém médiu na celkovou vodivost [45]

¹³ znázorňuje frekvenční závislost komplexní permitivity na frekvenci, poprvé byl použit ve 30. letech při zkoumání komplexní impedance tkání [46]

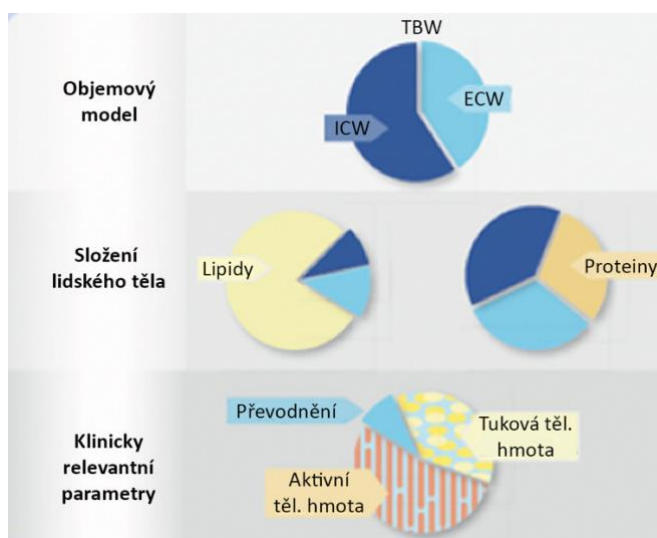
4.1.1.2.8 Intracelulární tekutina

Hodnota tohoto parametru určuje celkové množství vody přítomné uvnitř buněk. Je stejně jako ECW vypočítávána na základě úpravy Hanai modelu [44].

4.1.1.3 Princip

BCM využívá princip celotělesné bioimpedanční spektroskopie, která je klíčová pro určení OH organismu. Měření probíhá na 50 frekvencích od 5 do 1000 kHz, což umožňuje jasné oddělení ECW a ICW. Zatímco vysokofrekvenční proud prochází celkovou tělesnou vodou, nízkofrekvenční proud nemůže projít skrz buněčné membrány, a tím pádem se pohybuje výhradně v oblasti ECW [44].

K získání základních klinicky relevantních parametrů, což je LTM, ATM a OH, využívá 2 tělesných modelů (viz obrázek 7). První je model objemový a druhý je model tělesného složení [44].



Obrázek 7 - Objemový model, model tělesného složení [44]

4.1.1.3.1 *Odporové veličiny*

BCM vyhodnocuje složení těla pomocí odporových veličin, které se měří při průchodu tkáněmi. Mezi ně patří impedance Z , která se skládá z rezistence R_i a reaktance R_e . Rezistence je odpor, které tkáně kladou při průchodu měnicího se elektrického proudu. Viz kapitola BIA/BIS. Reaktance je závislá na kapacitanci buněčné membrány. Vychází z funkce, integrity a složení buňky. Jednotkou všech 3 veličin je 1 ohm (Ω) [44].

4.1.1.3.2 *Fázový úhel*

Fázový úhel je tvořen dvěma parametry – rezistencí a reaktancí. Vyjadřuje množství i kvalitu tělních měkkých tkání. Může sloužit jako ukazatel stupně integrity buněčných membrán nebo distribuce vody mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem. Mimo to je používán pro odhad buněčné hmoty a nutričního stavu. Může být také prognostickým faktorem pro různá onemocnění (v dostupných studiích zkoumáno například HIV, jaterní cirhóza, rakovina, onemocnění ledvin). Mění se s věkem i pohlavím, závisí na BMI i podílu tukové hmoty. Muži mají větší hodnoty fázového úhlu než ženy. Vyšší hodnoty fázového úhlu jsou typické pro zdravé jedince a značí, že jsou buněčné membrány intaktní s vysokým obsahem buněčné hmoty. Nízké hodnoty naopak značí membránové poškození [47].

4.1.2 Digital pinch/grip analyser, digital myometr

Digitální přístroj pinch/grip analyser měří sílu stisku a výdrž při stisku. Uvádí naměřené hodnoty vyvinuté síly v Newtonech, kilogramech a librách. Rukojeť sloužící k měření síly stisku ruky je speciálně navržena tak, aby vyhovovala všem velikostem ruky (viz obrázek 8). Nezáleží, jak přesně bude uchopena, protože výsledky by měly být vždy stejné. Lze s ním také proměřit sílu a výdrž stisku prstů, pokud se vzdálenost mezi držadly u rukojeti nastaví na minimum [48].



Obrázek 8 – Pinchgrip [48]

Digitální myometr slouží k měření svalové síly a výdrže, je multifunkční a lze s ním měřit velkou škálu různých svalových skupin při izometrických kontrakcích. Převodník měří sílu, která je konvertována pomocí softwaru na užitečnější točivý moment kloubu, který se udává v Nm (newtonmetr). Skládá se ze dvou popruhů, které vedou k převodníku [48].

Oba výše zmíněné systémy se napojí k multianalýzáru, který se pomocí USB portu připojí k počítači a ve WinCAS softwaru poté zobrazí naměřené výsledky. Přístroj je sám o sobě velmi přesný. Opakovatelnost měření mohou ovlivnit pouze lidské faktory, a to například pozice končetiny, únava, cirkadiánní rytmus, bolest nebo motivace [48].

4.1.2.1 Postup

Měření síly stisku ruky se provádělo na dominantní končetině. Osoba byla nejprve vyzvána, aby stiskla na 5 sekund přístroj co nejvíce. Poté probíhal test výdrže.

U myometru jsme pro naši experimentální část zvolili 5 různých poloh pro měření síly a výdrže svalových skupin z doporučeného seznamu tak, aby odrážely různé části těla.

Dle doporučení pro každou pozici přesně upravíme popruhy tak, aby byl převodník uprostřed mezi nimi. Vždy se měří nejkratší vzdálenost mezi středem kloubu a středem popruhu, na který je vyvíjena síla. Tento parametr je zadáván do vyhodnocovacího softwaru před začátkem měření každé svalové skupiny. U každé zvolené pozice se nejprve měřila 5 sekund maximální síla a poté proběhl test výdrže [49].

4.1.2.2 Hodnocené parametry

Mezi hodnocené parametry u maximální vyvinuté svalové síly patří maximální síla v N/m, v N/m/kg tělesné hmotnosti a N/m/kg LTM. Dalšími parametry jsou míra uchopení (uvolnění), které jsou průměrnou hodnotou průběhu stisku bez prvních a posledních 10 % zaznamenané křivky buď při uchopení nebo při uvolnění přístroje. Můžou se měnit v závislosti na bolestech daného kloubu, ztuhlosti a zvýšeném napětí kosterního svalstva. Přístroj také zaznamenává únavu (procentuální znázornění poklesu maximální síly uchopení vůči stavu těsně před uvolněním) a míru únavy (značící průměr zakřivení hodnocené křivky mezi počáteční a koncovou hodnotou maximálního úchopu). Tato hodnota by měla vždy být větší než nula, jinak by plochost křivky naznačovala omezení kvůli bolesti testované osoby, či podvádění při testu. Mezi hodnocené parametry dále patří ještě plocha pod křivkou, plocha pod křivkou vztažena na kg tělesné hmotnosti a kg LTM [50].

4.1.2.3 Kotník flexe

Testovaná osoba se položí na vyšetřovací lůžko, může být v polosedě. Jeden konec popruhu se upevní za dotyčného na nepohyblivou část lůžka nebo jiné vhodné místo. Druhou část popruhu umístíme tak, aby proti ní mohla daná osoba tlačit ploskou nohou. Popruhy upravíme, aby byl převodník uprostřed (viz obrázek 9). Musíme se ujistit, že je kotník v neutrální poloze a popruhy jsou umístěny podélně s nataženou nohou testované osoby. Změříme požadovanou vzdálenost [49].



Obrázek 9 – Flexe kotníku [49]

4.1.2.4 Loket flexe

Testovaná osoba se posadí a jeden měřicí popruh zachytíme na zápěstí. Druhá část se upevní pod plošku nohy na stejné polovině těla. Upravíme popruhy tak, aby byl převodník přesně uprostřed mezi nimi. Rameno je v neutrální pozici a loket v poloze, aby paže svírala pravý úhel (viz obrázek 10). Opět se změří požadovaná vzdálenost (prostředek loketního kloubu a střed popruhu na zápěstí) [49].



Obrázek 10 – Flexe lokte [49]

4.1.2.5 Kyčle abduktory

Testovaná osoba se položí na záda. Oba konce popruhů se umístí těsně nad kolena a upraví se tak, aby byl převodník přesně mezi nimi (viz obrázek 11). Vyvíjená síla by měla být, pokud možno oběma stehny shodná. Změří se vzdálenost mezi středem kyčelníku kloubu a středem popruhu na jedné noze [49].



Obrázek 11 – Abdukce kyčle [49]

4.1.2.6 Koleno quadriceps

Testovaná osoba se posadí na židli nebo na okraj postele. Jednu část popruhu upevníme k nepohyblivému předmětu. Do druhé části provlékneme nohu testovaného (zachytíme za přední část kotníku, nebo těsně nad ním). Převodník musí být opět uprostřed mezi dvěma popruhy, které jsou umístěny paralelně s podlahou. Koleno svírá úhel 90 stupňů (viz obrázek 12). Změří se vzdálenost mezi středem kolenního kloubu a středem popruhu [49].



Obrázek 12 – Quadriceps [49]

4.1.2.7 Ramena abduktory

Testovaná osoba může stát, nebo sedět na židli. Popruhy se navléknou na obě ruce, upevní se těsně nad lokty. Převodník bude uprostřed mezi rukama, které budou předpaženy (viz obrázek 13). Měříme vzdálenost mezi středem popruhu a středem ramenního kloubu [49].



Obrázek 13 – Abdukce ramen [49]

4.1.3 Abdominal fat analyser

Přístroj Abdominal fat analyser umí na základě nejnovější metody Tanita bioimpedanční analýzy během sekund změřit obvod pasu, viscerální tuk a množství tuku v trupu u dospělých nad 18 let. Tyto faktory hrají důležitou roli v kardiovaskulárních chorobách, metabolickém syndromu a diabetu typu 2. Obvod pasu lze měřit v rozmezí 50-130 cm (lze měřit i nad 130 cm pomocí speciální funkce v přístroji), viscerální tuk od 1 do 59 a tělesný tuk od 0,5 do 75 % [51].

Přístroj nesmí být používán těhotnými ženami a osobami s kardiostimulátory. Měření by mělo probíhat 3 hodiny po jídle, ranním vstávání a nemělo by být prováděno po náročné fyzické aktivitě [52].

Skládá se z hlavní jednotky (větší část) a vlastního měřiče impedance (menší část, která se přikládá na břicho) (viz obrázky 14 a 15) [51, 52].



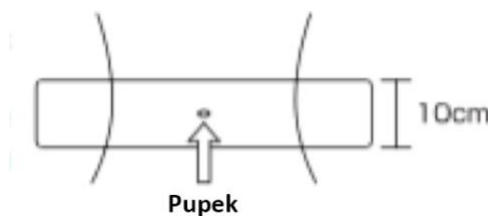
Obrázek 14 – Správné umístění přístroje Abdominal fat analyser [51]



Obrázek 15 – Součásti přístroje Abdominal fat analyser [51]

4.1.3.1 Postup

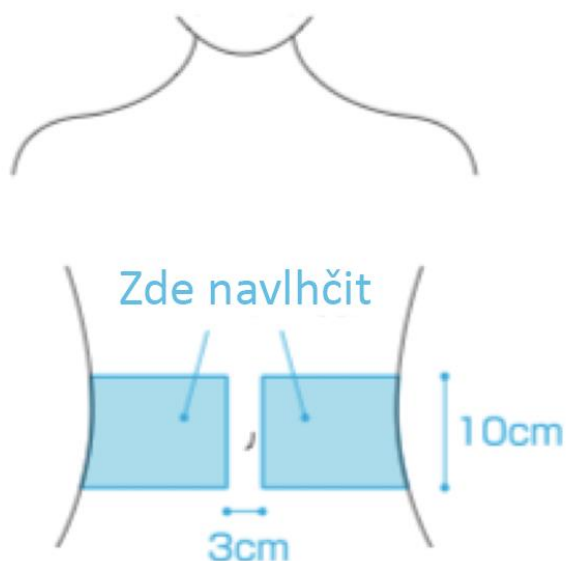
Měřená osoba musí ležet na vyšetřovacím lůžku nebo na vodorovné podložce. Je nutné obnažit asi 10 cm vysoký pás kůže kolem pupku, jak je znázorněno na obrázku 16 [52].



Obrázek 16 – Část břicha, kterou je nutno při měření obnažit [52]

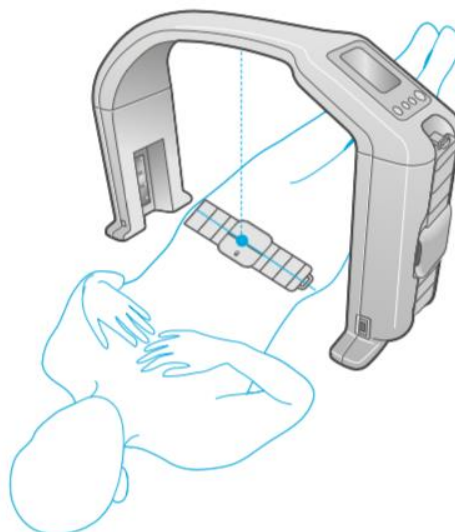
Hlavní jednotka se položí tak, aby byl střed přímo nad prostředkem pupku. Po zapnutí přístroje a zadání pohlaví se rozsvítí červené LED světlo, které je nutné zaměřit opět přesně do středu. Po zmáčknutí tlačítka start přístroj proměří obvod pasu a jeho hodnotu zobrazí na displeji.

Pro měření tuku musíme vodou navlhčit oblast pod elektrodami (viz obrázek 17).



Obrázek 17 – Správné navlhčení při měření [52]

Měřič impedance přiložíme tak, aby byl jeho střed přesně na středu pupku (viz obrázek 18). Musí na něm být po celou dobu rozsvíceno zelené LED světlo. Upravíme pozici vzhledem k hlavní jednotce a opět spustíme měření. Zobrazí se hodnoty viscerálního (viz tabulka 7) a celkového tuku.



Obrázek 18 – Správné zaměření LED světla [52]

Kategorie	1	2	3	4	5	6
Hodnocení	<i>Průměrné</i>		<i>Vysoké</i>		<i>Velmi vysoké</i>	
Interpretace	V současné době se není třeba ničeho obávat. Pokračujte ve vyváženém stravování a pravidelné pohybové aktivitě.		Zajistěte dostatečné množství fyzické aktivity a omezte příjem kalorií kvůli snížení hmotnosti na ideální hodnotu.		Je nutné snížit hmotnost prostřednictvím pravidelné fyzické aktivity a dietních omezení. Prosím navštivte svého lékaře.	

Tabulka 7 – Hodnoty viscerálního tuku dle výrobce [52]

4.1.4 Antropometrické váhy

Antropometrické váhy InnerScan (viz obrázek 19) používají technologii jednofrekvenční bioimpedanční analýzy. Střídavý proud o nízké intenzitě a vysoké frekvenci se pohybuje snadno tekutinami, které jsou obsaženy ve svalové tkáni a krvi, ale jakmile narazí na tukovou tkáň s nižším obsahem vody, prochází už stěží. Mohou rychle určit tělesnou hmotnost, množství tělesného celkového a viscerálního tuku, tělesné vody, denní kalorický příjem, množství kostní hmoty a metabolický věk (v rozsahu 12-50 let). Mají paměťovou funkci až pro 4 uživatele [53].

Váhy mohou být využívány osobami s maximální vahou 150 kg, neměli by je používat lidé s kardiostimulátory. U těhotných žen je výrobcem doporučeno používat pouze funkci na určení tělesné hmotnosti. Musejí být zadány vstupní parametry, mezi které patří pohlaví, věk a výška [53].



Obrázek 19 - Tanita Innerscan [53]

4.1.4.1 Postup

Měřená osoba by se měla svléknout do spodního prádla. Plosky nohou by neměly být mokré a znečištěné. Je důležité stoupnout si přesně na měřené elektrody, nevádí, pokud přesahují lehce prsty u nohou (viz obrázek 20). Ideální je provádět měření 3 a více hodin po vstávání, jídle a náročnější fyzické aktivitě [53].



Obrázek 20 – Správná poloha chodidel při měření [53]

4.1.5 Spirometr

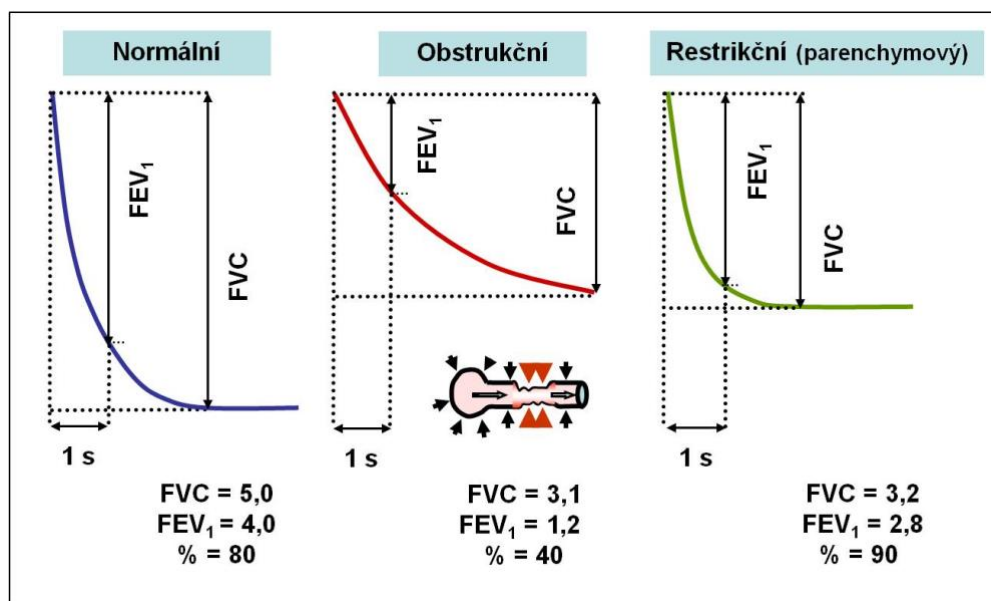
Spirometr Micro DL (viz obrázek 21) je přenosný přístroj sloužící k rychlému provedení základního spirometrické vyšetření ve všech podmínkách. Obsahuje digitální převodník Gold standard pro přesné a opakovatelné měření výdechové části [54].



Obrázek 21 – Spirometr MICRO-DL [55]

Měří FVC (usilovnou vitální kapacitu), FEV1 (usilovně vydechnutý objem za první sekundu), PEF (vrcholovou výdechovou rychlost) a poměr FEV1/FVC, který může sloužit k odlišení obstrukčního a restriktivního onemocnění plic (viz obrázek 22). Dále usilovný expirační průtok, což je parametr udávající (průměrnou) rychlost toku ve střední polovině FVC. Také určí usilovný výdechový čas = celkový čas nutný k výdechu FVC. Přístroj také navrhuje z naměřených parametrů tzv. „lung age“, neboli stáří plic [54, 56].

Výstupem jsou tabulky s naměřenými hodnotami a také grafy průtok/objem a objem/čas [54].



Vysvětlivky: FEV₁ – usilovně vydechnutý objem za první sekundu; FVC – usilovná vitální kapacita

Obrázek 22 - Rozlišení obstrukčního a restrikčního onemocnění plic [57]

4.1.5.1 Postup

Testovaná osoba dostane na nos kolíček, aby bylo zajištěno, že vydechnutý objem vzduchu bude skutečně procházet pouze ústy. Na přístroj se nasadí náustek, který se po měření každého jedince vymění za nový. Dojde tedy k co největšímu nádechu, k obemknutí náustku ústy a poté se do přístroje vydechne největší možný objem vzduchu, zároveň co nejrychleji. Je dobré upozornit, že přístroj neklade proti vdechnutému vzduchu žádný odpor. Měření se u každého provedlo dvakrát.

4.1.6 Kaliper

Kaliper je určen pro standardní měření tloušťky kožních řas. Skládá se ze dvou ramen, z nichž jedno je pevně spojeno s kalibrovanou stupnicí v rozsahu 0-80 mm. Na tomto rameni je otvor pro prst. Druhé posuvné rameno má mimo většího otvoru na palec okénko pro odečítání hodnoty. Obě dvě ramena mají na konci kruhové hroty s průměrem 3 mm (viz obrázek 23). Měřící hrot na rameni, které se pohybuje, je seřízen na odpružené přitlačení na kůži se silou 2 N (pro kontrolu správného nastavení tlaku je dodáváno kalibrační závaží) [58].



Obrázek 23 – Kaliperační kleště [58]

4.1.6.1 Postup

Kožní řasu vytvoříme uchopením mezi palec a ukazováček standardně špičkami prstů levé ruky. Vytvoří se tzv. záštipek kůže včetně podkožního vaziva a vrstvy tuku. Měřící hroty se pak přiloží asi 1 cm od prstů. Kaliper se přiloží kolmo k povrchu těla a osa, která probíhá hroty kaliperu, je kolmá na osu měřené kožní řasy (viz obrázek 24). Na stupnici odečteme naměřenou hodnotu, jakmile se ryska na konci pohyblivého ramene kryje s ryskou těla měřícího hrotu [58].



Obrázek 24 – Uchopení kožní řasy [58]

4.1.6.1.1 *Kožní řasa nad tricepsem*

Měří se na zadní straně paže nad musculus triceps brachii, v poloviční vzdálenosti mezi hrotem lokte a nadpažkem [58].



Obrázek 25 – *Kožní řasa nad tricepsem [58]*

4.2 Statistické zpracování dat

Statistické vyhodnocení bylo provedeno pomocí programů Prism 7 for Windows (version 7.04), GraphPad Software, Inc. a Microsoft Excel 2016. U všech sledovaných parametrů byl proveden D'Agostinův a Personův normalitní test. Jednotlivé výsledky jsou poté uvedeny jako průměr \pm směrodatná odchylka (SD), popřípadě při vyloučení normality jako medián (25 % percentil; 75 % percentil). Porovnání statistické významnosti mezi skupinami bylo hodnoceno pomocí nepárového t-testu nebo Mann-Whitney testu. Asociace mezi testovanými parametry byla testována s využitím Pearsonových nebo Spearmanových korelačních koeficientů. Hladina významnosti byla pro testování statistických hypotéz stanovena na $P \leq 0,05$.

5. VÝSLEDKY

5.1 Základní charakteristika a složení těla pomocí BCM

Studie se zúčastnilo 10 mužů a 14 žen se středním věkem 22 (22; 23). Průměrná naměřená výška byla 174 ± 10 cm a tělesná hmotnost $67,6 \pm 16,4$ kilogramů (viz tabulka 8). Rozdělení do dvou následně porovnávaných skupin proběhlo na základě průměrné hodnoty vypočítaného energetického výdeje. Jednu skupinu tvoří horních 75 %, tedy 18 osob (n=18) a druhou skupinu dolních 25 %, to je 6 osob (n= 6). V první skupině je stejný počet mužů a žen, tudíž je průměrná váha i výška větší než ve druhé skupině, kde převažují ženy v poměru 5:1.

K vyhodnoceným parametrům složení těla patřilo např. BMI, LTI, FTI, LTM ATM, kapacitance membrán a fázový úhel při 50 kHz. Statisticky významný rozdíl mezi oběma skupinami byl nalezen pouze u parametru BMI. Obě skupiny se pohybují v normálních fyziologických hodnotách. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 8.

	CELKEM (n = 24)	1. SKUPINA (n = 18)	2. SKUPINA (n = 6)
pohlaví	10 mužů a 14 žen	9 mužů a 9 žen	1 muž a 6 žen
věk (roky)	23 (22; 23)	23 (22; 23,3)	22 (22; 23)
výška (cm)	174 ± 10	$177 \pm 9^*$	165 ± 6
hmotnost (kg)	$67,6 \pm 16,4$	$72,3 \pm 16,3^*$	$53,5 \pm 4$
BMI (kg/m²)	$22,2 \pm 3,6$	$23,0 \pm 3,7^*$	$19,7 \pm 1,6$

Vysvětlivky: BMI – Body Mass Index; statisticky významně odlišné parametry jsou značeny modře, * - nepárový t-test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 8 – základní charakteristika (pohlaví, věk, výška, hmotnost)

Další základní charakteristiky se týkaly energetického výdeje. Střední hodnota energetického výdeje u celé skupiny činila 10581 kJ/den. V porovnání s odhadovaným energetickým výdejem se hodnoty vypočítaného energetického výdeje pohybují u obou skupin cca 10 procentních bodů nad očekávaným průměrem i se započítanou směrodatnou odchylkou. Odhad byl proveden pomocí rovnice Ireton-Jones. Ačkoliv byly skupiny rozděleny dle hodnoty denního energetického

výdeje, při přepočtu na kilogram hmotnosti už mezi skupinami významné rozdíly zaznamenány nebyly. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 9.

	CELKEM (n = 24)	1. SKUPINA (n = 18)	2. SKUPINA (n = 6)
Energetický výdej (kJ/den)	10581 (9636; 13684)	12218 (10403; 14730) **	9075 (8761; 9320)
Energetický výdej (kJ/den/kg)	179 ± 27	182 ± 29	170 ± 16
Energetický výdej odhad (kJ/den)	8199 (7522; 9765)	8862 (7666; 10 949) **	7304 (6816; 7560)
Energetický výdej (% odhadu)	135 ± 23	139 ± 25	126 ± 10

Vysvětlivky: statisticky významně odlišné parametry jsou značeny modře, ** - Mann-Whitney test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 9 – základní charakteristika (energetický výdej)

5.2 Maximální síla

5.2.1 Kotník flexe

Mezi oběma skupinami jsou rozdíly v maximální síle (N/m) i jejích přepočtech na kilogram hmotnosti a LTM. Ve skupině č. 1 se ale nachází 9 mužů, zatímco ve skupině č. 2 pouze 1 takže lze předpokládat dosažení vyšších hodnot. Významně vyšší hodnoty byly potvrzeny u 1. skupiny také v případě míry uchopení. Míra únavy svalové skupiny jeví trend vyšších hodnot u první skupiny. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 10.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Vzdálenost kloubu (mm)	100 (90;110)	100 (90; 110)	100 (90; 100)
Maximální síla (N/m)	114 (17; 180)	143 (76; 226) **	14 (11; 76)
Maximální síla (N/m/kg)	1,7 (0,2; 2,7)	2,2 (1,2; 3,1) **	0,2 (0,2; 1,3)
Maximální síla (N/m/kg LTM)	2,5 (0,4; 3,5)	2,9 (1,6; 4,4) **	0,4 (0,3; 1,8)
Míra uchopení (N/m)	124 (37; 190)	138 (67; 234) **	37 (4; 110)
Míra únavy (N/m)	7,8 (1,7; 19,2)	10,4 (5,0; 26,5)	1,2 (0,7; 8,7)
Únava (%)	12,6 (8,8; 17,3)	13,1 (9,9; 20,3)	9,1 (6,4; 16,9)
Míra uvolnění (N/m)	316 ± 259	354 ± 261	88 ± 48

Vysvětlivky: statisticky významně odlišné parametry jsou značeny modře, ** - Mann-Whitney test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 10 - Kotník flexe

5.2.2 Kyčle abdukce

U abduktorů kyčlí nebyly objeveny významné rozdíly mezi oběma skupinami. Maximální síla dosahuje u první skupiny střední hodnoty 133 (101; 255) N/m a u druhé 121 (48,2; 236) N/m. Při přepočtu na kg LTM můžeme pozorovat trend vyšších hodnot u skupiny druhé. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 11.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Vzdálenost kloubu (mm)	383 ± 38	387 ± 38	371 ± 39
Maximální síla (N/m)	133 (87; 246)	133 (101; 255)	121 (48; 236)
Maximální síla (N/m/kg)	2,12 (1,16; 3,09)	2,12 (1,33; 3,07)	1,98 (0,72; 3,58)
Maximální síla (N/m/kg LTM)	2,63 (1,64; 4,63)	2,63 (1,96; 3,92)	3,02 (0,90; 5,84)
Míra uchopení (N/m)	116 (75; 254)	116 (75; 277)	153 (64; 262)
Míra únavy (N/m)	14,5 (7,8; 21,8)	15,6 (9,4; 37,3)	10,8 (5,6; 14,5)
Únava (%)	25,6 (14,1; 43,6)	24,3 (13,7; 45,9)	26,3 (13,4; 37,2)
Míra uvolnění (N/m)	236 ± 178	249 ± 171	201 ± 210

Tabulka 11 - Kyčle abdukce

5.2.3 Loket flexe

U flexe lokte byl zaznamenán výrazný rozdíl mezi skupinami v maximální síle při přepočtu na kg hmotnosti. U absolutní hodnoty maximální síly byl zjištěn pouze trend vyšších hodnot u 1. skupiny (ačkoliv byla zaznamenána více než dvojnásobná síla). Výsledky jsou zpracovány v tabulce 12.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Vzdálenost kloubu (mm)	204 ± 30	207 ± 30	197 ± 29
Maximální síla (N/m)	106 (51; 158)	124 (61; 190)	47 (23; 116)
Maximální síla (N/m/kg)	1,33 (0,71; 2,25)	1,84 (0,97; 2,64) **	0,62 (0,20; 1,55)
Maximální síla (N/m/kg LTM)	2,4 (0,9; 3,2)	2,6 (1,5; 3,9)	0,7 (0,3; 2,7)
Míra uchopení (N/m)	105 ± 77	121 ± 83	61 ± 34
Míra únavy (N/m)	12,2 (4,8; 23,9)	13,6 (7,7; 24,6)	3,3 (1,4; 27)
Únava (%)	19,1 ± 11,7	16,3 ± 9,1	27 ± 15,5
Míra uvolnění (N/m)	155 (107; 339)	203 (124; 372)	106 (42; 188)

Vysvětlivky: statisticky významně odlišné parametry jsou značeny modře, ** - Mann-Whitney test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 12 - Loket flexe

5.2.4 Ramena abdukce

Nebyl zaznamenán žádný statisticky významný rozdíl v této svalové skupině u žádného z parametrů. U první skupiny je opět trend vyšších hodnot maximální síly na metr i v jejích přepočtech na kg hmotnosti a LTM. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 13.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Vzdálenost kloubu (mm)	242 ± 35	244 ± 38	253 ± 30
Maximální síla (N/m)	114 (77; 178)	123 (90; 228)	81 (62; 144)
Maximální síla (N/m/kg)	1,74 (1,21; 2,47)	1,78 (1,21; 3,23)	1,38 (1,06; 2,26)
Maximální síla (N/m/kg LTM)	2,3 (1,7; 3,7)	2,4 (2,0; 4,3)	1,7 (1,2; 3,6)
Míra uchopení (N/m)	113 (79; 190)	141 (82; 263)	91 (59; 132)
Míra únavy (N/m)	10,9 (4,8; 21,8)	15,2 ± 13,3	20,6 ± 28,1
Únava (%)	24,3 (13,7; 45,9)	20,4 (9,6; 35,9)	31,3 (14,8; 56,9)
Míra uvolnění (N/m)	268 ± 193	295 ± 208	174 ± 81

Tabulka 13 – Ramena abdukce

5.2.5 Quadriceps

Statisticky významný rozdíl byl zaznamenán pouze u míry uchopení (téměř 2,5x vyšší hodnoty u 1. skupiny). U ostatních parametrů byl sledován trend vyšších hodnot u první skupiny. Výsledky jsou zpracovány v tabulce 14.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Vzdálenost kloubu (mm)	363 ± 45	379 ± 33	314 ± 42
Maximální síla (N/m)	128 (95; 235)	141 (110; 239)	97 (59; 144)
Maximální síla (N/m/kg)	2,0 (1,8; 4,0)	2,2 (1,4; 4,2)	1,8 (0,8; 2,7)
Maximální síla (N/m/kg LTM)	2,59 (1,69; 4,88)	2,76 (1,86; 5,56)	2,37 (1,09; 3,91)
Míra uchopení (N/m)	120 (63; 224)	192 ± 150**	78 ± 38
Míra únavy (N/m)	12,6 (6,0; 32,3)	12,7 (7,4; 37,1)	7,6 (4,1; 24,2)
Únava (%)	19,2 (12,5; 30,2)	18,2 (11,7; 28,6)	24,2 (16,4; 37,1)
Míra uvolnění (N/m)	197 (132; 401)	218 (153; 477)	121 (74; 259)

Vysvětlivky: statisticky významně odlišné parametry jsou značeny modře, ** - Mann-Whitney test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 14 - Quadriceps

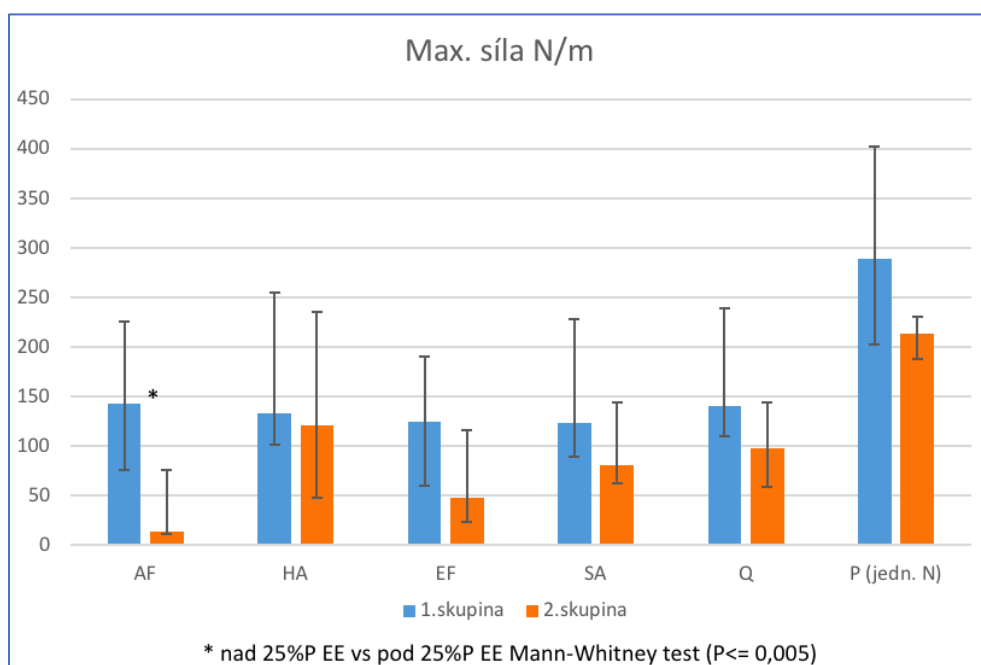
5.2.6 Pinchgrip

Nebyl zaznamenán žádný statisticky významný rozdíl v žádném z hodnocených parametrů stisku ruky. V první skupině lze opět pozorovat trend vyšších hodnot. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 15.

	CELKEM (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
Maximální síla (N)	251 (202; 348)	289 (203; 402)	214 (188; 231)
Maximální síla (N/kg)	3,9 (2,7; 5,0)	4,2 (2,7; 5,9)	3,5 (2,7; 4,3)
Maximální síla (N/kg LTM)	5,45 (3,52; 7,64)	5,76 (3,44; 8,35)	5,07 (3,63; 6,09)
Míra uchopení (N)	296 ± 183	321 ± 192	219 ± 140
Míra únavy (N)	13,2 (10,1; 20,1)	15,5 (10,1; 20,6)	15,5 ± 10,2
Únava (%)	11,9 (8,9; 15,6)	12,5 ± 6,1	17,6 ± 9,7
Míra uvolnění (N)	772 (514; 1469)	1053 ± 701	3508 ± 6723

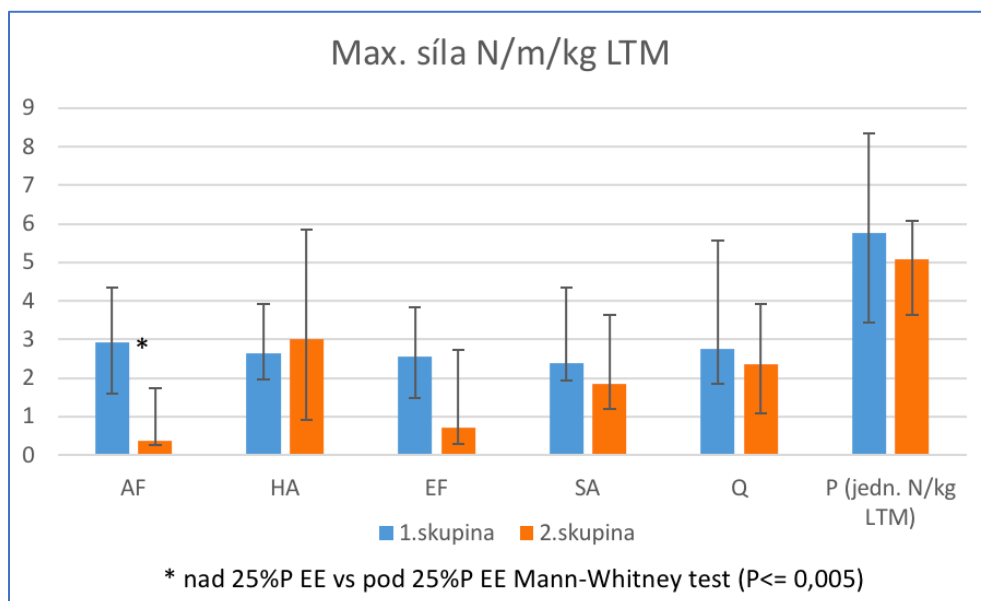
Tabulka 15 – Pinchgrip

Vybrané parametry (Maximální síla N/m a Maximální síla N/m/kg LTM) týkající se maximální síly jednotlivých svalových skupin jsou shrnuty v grafech 1 a 2.



Vysvětlivky: AF – kotník flexe; HA – boky abdukce; EF – loket flexe; SA – ramena abdukce; Q – quadriceps; P – síla stisku

Graf 1 – Maximální síla N/m



Vysvětlivky: AF – kotník flexe; HA – boky abdukce; EF – loket flexe; SA – ramena abdukce; Q – quadriceps; P – síla stisku; LTM – tukuprostá hmota

Graf 2 – Maximální síla N/m/kg LTM

5.3 Spirometrie

Statisticky významný rozdíl mezi skupinami byl shledán pouze u parametru vrcholová výdechová rychlost – PEF (l/min). Při hodnocení dle predikovaných hodnot odpovídaly výsledky fyziologickým hodnotám u obou skupin. Výsledky jsou uvedeny v tabulce 16.

	Celkem (n=24)	1. SKUPINA (n=18)	2. SKUPINA (n=6)
PEF1 (l/min)	7,84 ± 2,21	8,37 ± 2,23 *	6,25 ± 1,25

Vysvětlivky: PEF1 – vrcholová výdechová rychlost, * - nepárový t-test 1. SKUPINA vs. 2. SKUPINA a $P \leq 0,05$

Tabulka 16 – Hodnoty FEV1 (l/min)

5.4 Korelace

Bylo provedeno hodnocení korelace mezi maximální silou jednotlivých svalových skupin a jejími přepočty s energetickým výdejem, složením těla pomocí BCM a spirometrickými parametry. Ve všech následně uvedených tabulkách značí písmeno „r“ hodnotu Pearsonova nebo Spearmanova korelačního koeficientu, dle testu normality. Písmeno „P“ značí hladinu významnosti.

5.4.1 Maximální síla jednotlivých svalových skupin a energetický výdej

Energetický výdej (kJ/den) koreluje s maximální silou ve všech testovaných svalových skupinách. Korelace nebyla nalezena pouze u maximální síly flexe kotníku (N/m/kg) a (N/m/kg LTM), quadricepsu (N/m/kg) a (N/m/kg LTM) a stisku ruky (N/kg) a (N/kg LTM). Energetický výdej (kJ/den/kg) koreluje pouze s maximální silou stisku ruky v jejích přepočtech na kilogram a kilogram LTM, byla zjištěna nepřímá úměra. Odhadovaný energetický výdej koreluje s maximální silou všech svalových skupin kromě flexe kotníku. V % odhadu energetického výdeje byla nalezena asociace pouze u pinchgripu (N/kg LTM), opět nepřímo úměrná. Hodnoty jsou uvedeny v tabulce 17 a 18.

	Energetický výdej (kJ/den)		Energetický výdej (kJ/den/kg)	
	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,638	0,001	0,160	0,455
Max A-F (N/m/kg)	0,480	0,018	-0,072	0,736
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,442	0,031	-0,056	0,796
Max H-A (N/m)	0,474	0,019	-0,052	0,808
Max H-A (N/m/kg)	0,310	0,141	-0,247	0,244
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,262	0,217	-0,269	0,203
Max E-F (N/m)	0,738	0,000	0,242	0,279
Max E-F (N/m/kg)	0,700	0,000	0,128	0,560
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,659	0,001	0,054	0,805
Max S-A (N/m)	0,651	0,001	0,109	0,613
Max S-A (N/m/kg)	0,467	0,021	-0,108	0,616
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,452	0,027	-0,146	0,495
Max Q (N/m)	0,605	0,002	-0,142	0,508
Max Q (N/m/kg)	0,398	0,054	-0,358	0,086
Max Q (N/m/kg LTM)	0,349	0,095	-0,393	0,057
Max HG (N)	0,530	0,008	-0,109	0,611
Max HG (N/kg)	0,222	0,297	-0,477	0,019
Max HG (N/kg LTM)	0,195	0,362	-0,497	0,013

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky)
 Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 17 – Maximální síla a energetický výdej I

	Energetický výdej odhad (kJ/den)		Energetický výdej (% odhadu)	
	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,585	0,003	0,246	0,247
Max A-F (N/m/kg)	0,602	0,002	0,014	0,948
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,512	0,011	0,030	0,889
Max H-A (N/m)	0,377	0,069	0,014	0,948
Max H-A (N/m/kg)	0,361	0,083	-0,210	0,325
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,283	0,179	-0,241	0,256
Max E-F (N/m)	0,562	0,006	0,300	0,175
Max E-F (N/m/kg)	0,608	0,002	0,181	0,408
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,577	0,004	0,105	0,634
Max S-A (N/m)	0,574	0,003	0,155	0,470
Max S-A (N/m/kg)	0,557	0,005	-0,087	0,687
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,509	0,011	-0,116	0,590
Max Q (N/m)	0,727	0,000	-0,016	0,942
Max Q (N/m/kg)	0,686	0,000	-0,265	0,211
Max Q (N/m/kg LTM)	0,630	0,001	-0,286	0,176
Max HG (N)	0,583	0,003	0,010	0,961
Max HG (N/kg)	0,561	0,004	-0,393	0,058
Max HG (N/kg LTM)	0,457	0,025	-0,406	0,049

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky)
 Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 18 – Maximální síla a energetický výdej II

5.4.2 Maximální síla jednotlivých svalových skupin a složení těla pomocí BCM

U měření složení těla vyšla statisticky významná asociace mezi BMI a maximální silou u všech svalových skupin kromě abduktorů boků a flexe kotníku (N/m/kg). Index tukuprosté tkáně koreluje s maximální silou všech skupin svalů, kromě flexe kotníku, abduktorů boků a quadricepsu (N/m/kg LTM). Významné souvislosti byly nalezeny u některých svalových skupin i u srovnává LTI a FTI s referenčními hodnotami. Výsledky jsou shrnuty v tabulce 19.

LTM koreluje s maximální silou kromě skupin flexe kotníku a abduktorů boků, stejně tak i quadricepsu v (N/m/kg LTM). Korelace tuku v kilogramech s maximální silou byla zjištěna pouze v případě quadricepsu (N/m/kg). Asociace viscerálního tuku a maximální síly byla zjištěna u některých svalových skupin – abduktory ramene, quadriceps a poté flexe kotníku (N/m/kg) a síla stisku v N/kg. Korelace tukové tkáně s maximální silou je v případě quadricepsu (N/m/kg). Hodnoty jsou shrnuty v tabulce 20.

Tělesná buněčná hmota koreluje s maximální silou všech svalových skupin mimo flexi kotníku, abduktory boků a quadriceps ve tvaru N/m/kg LTM. Statisticky významná asociace mezi reaktancí a maximální silou je prokázána všude kromě flexe kotníku (N/m/kg) + (N/m/kg LTM) a abduktorů boků (N/m/kg) + (N/m/kg LTM), zjištěna je nepřímá úměra. Rezistence koreluje s maximální silou u všech svalových skupin kromě flexe kotníku a abduktorů boků, opět nepřímo úměrně. Kapacitance membrán nekoreluje s maximální silou pouze u flexe kotníku a abduktorů boků (N/m/kg) a (N/m/kg LTM). Fázový úhel souvisí s maximální silou u flexe lokte, abduktorů ramene a stisku ruky. Hodnoty jsou uvedeny v tabulkách 21 a 22.

	BMI (kg/m ²)		LTI (kg/m ²)		LTId (kg/m ²)		FTId (kg/m ²)	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,426	0,038	0,348	0,096	0,037	0,865	0,374	0,072
Max A-F (N/m/kg)	0,460	0,024	0,284	0,178	-0,012	0,955	0,448	0,028
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,350	0,094	0,228	0,283	-0,004	0,984	0,338	0,107
Max H-A (N/m)	0,328	0,118	0,378	0,069	0,181	0,398	0,207	0,333
Max H-A (N/m/kg)	0,336	0,109	0,272	0,198	0,108	0,616	0,270	0,202
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,270	0,201	0,211	0,322	0,108	0,616	0,224	0,294
Max E-F (N/m)	0,602	0,003	0,648	0,001	0,519	0,013	0,214	0,339
Max E-F (N/m/kg)	0,620	0,002	0,594	0,003	0,488	0,018	0,279	0,198
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,609	0,002	0,566	0,005	0,509	0,013	0,267	0,218
Max S-A (N/m)	0,700	0,000	0,790	0,000	0,660	0,000	0,219	0,304
Max S-A (N/m/kg)	0,693	0,000	0,693	0,000	0,542	0,006	0,295	0,162
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,661	0,000	0,665	0,000	0,599	0,002	0,226	0,289
Max Q (N/m)	0,666	0,000	0,460	0,024	0,242	0,255	0,498	0,013
Max Q (N/m/kg)	0,675	0,000	0,408	0,048	0,213	0,318	0,498	0,013
Max Q (N/m/kg LTM)	0,599	0,002	0,348	0,095	0,187	0,383	0,453	0,026
Max HG (N)	0,546	0,006	0,602	0,002	0,538	0,007	0,150	0,485
Max HG (N/kg)	0,566	0,004	0,501	0,013	0,405	0,050	0,262	0,216
Max HG (N/kg LTM)	0,467	0,021	0,443	0,030	0,440	0,031	0,151	0,483

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky); BMI – index tělesné hmotnosti, LTI – index tukuprosté tkáně, LTId – rozdíl naměřené hodnoty indexu tukuprosté tkáně vůči referenční hodnotě, FTId – rozdíl naměřené hodnoty indexu tukové tkáně vůči referenční hodnotě
 Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 19 – Maximální síla a složení těla pomocí BCM I

	LTM (kg)		Tuk (kg)		Viscerální tuk (%)		ATM (kg)	
	r	P	r	P	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,388	0,061	0,221	0,300	0,355	0,088	0,214	0,315
Max A-F (N/m/kg)	0,331	0,114	0,318	0,130	0,416	0,043	0,311	0,140
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,288	0,173	0,251	0,237	0,286	0,175	0,245	0,248
Max H-A (N/m)	0,392	0,058	0,044	0,837	0,305	0,147	0,039	0,856
Max H-A (N/m/kg)	0,296	0,161	0,134	0,532	0,300	0,154	0,128	0,550
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,227	0,286	0,114	0,596	0,232	0,274	0,109	0,613
Max E-F (N/m)	0,637	0,001	0,124	0,583	0,320	0,146	0,123	0,587
Max E-F (N/m/kg)	0,623	0,002	0,189	0,387	0,273	0,208	0,189	0,388
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,594	0,003	0,194	0,376	0,244	0,261	0,195	0,373
Max S-A (N/m)	0,739	0,000	-0,046	0,831	0,476	0,019	-0,050	0,815
Max S-A (N/m/kg)	0,653	0,001	0,047	0,827	0,471	0,020	0,043	0,840
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,627	0,001	0,015	0,944	0,444	0,030	0,014	0,949
Max Q (N/m)	0,514	0,010	0,379	0,068	0,637	0,001	0,376	0,070
Max Q (N/m/kg)	0,438	0,032	0,418	0,042	0,673	0,000	0,417	0,043
Max Q (N/m/kg LTM)	0,402	0,052	0,400	0,053	0,611	0,002	0,400	0,053
Max HG (N)	0,579	0,003	0,006	0,977	0,396	0,056	0,013	0,950
Max HG (N/kg)	0,457	0,025	0,125	0,561	0,491	0,015	0,130	0,543
Max HG (N/kg LTM)	0,428	0,037	0,054	0,802	0,387	0,062	0,061	0,778

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky), LTM – tukuprostá hmota, ATM – tuková tkáň

Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 20 - Maximální síla a složení těla pomocí BCM II

	BoCM (kg)		Re (Ohm)		Ri (Ohm)	
	r	P	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,372	0,073	-0,448	0,028	-0,367	0,078
Max A-F (N/m/kg)	0,317	0,132	-0,399	0,053	-0,330	0,116
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,270	0,201	-0,332	0,113	-0,260	0,220
Max H-A (N/m)	0,403	0,051	-0,447	0,029	-0,391	0,059
Max H-A (N/m/kg)	0,311	0,140	-0,368	0,077	-0,314	0,136
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,239	0,260	-0,307	0,145	-0,253	0,233
Max E-F (N/m)	0,635	0,001	-0,746	0,000	-0,673	0,001
Max E-F (N/m/kg)	0,617	0,002	-0,702	0,000	-0,625	0,001
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,590	0,003	-0,680	0,000	-0,600	0,002
Max S-A (N/m)	0,753	0,000	-0,852	0,000	-0,825	0,000
Max S-A (N/m/kg)	0,664	0,000	-0,765	0,000	-0,752	0,000
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,636	0,001	-0,749	0,000	-0,724	0,000
Max Q (N/m)	0,503	0,012	-0,625	0,001	-0,528	0,008
Max Q (N/m/kg)	0,431	0,035	-0,563	0,004	-0,488	0,016
Max Q (N/m/kg LTM)	0,387	0,062	-0,497	0,014	-0,429	0,037
Max HG (N)	0,576	0,003	-0,657	0,000	-0,596	0,002
Max HG (N/kg)	0,463	0,023	-0,549	0,005	-0,533	0,007
Max HG (N/kg LTM)	0,429	0,037	-0,504	0,012	-0,478	0,018

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); Max H-A – hip abduction (boky abdukce); Max E-F – elbow flexion (loket flexe); Max S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Max Q – quadriceps; Max HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky); BoCM – tělesná buněčná hmota; Re – reaktance, Ri – rezistence

Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 21 - Maximální síla a složení těla pomocí BCM III

	Cm (nF)		Phi 50 kHz (°)	
	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,356	0,088	0,280	0,185
Max A-F (N/m/kg)	0,300	0,154	0,275	0,194
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,225	0,290	0,200	0,348
Max H-A (N/m)	0,415	0,044	0,320	0,127
Max H-A (N/m/kg)	0,304	0,149	0,270	0,202
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,244	0,250	0,217	0,309
Max E-F (N/m)	0,689	0,000	0,516	0,014
Max E-F (N/m/kg)	0,634	0,001	0,473	0,022
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,612	0,002	0,437	0,037
Max S-A (N/m)	0,788	0,000	0,723	0,000
Max S-A (N/m/kg)	0,675	0,000	0,680	0,000
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,655	0,001	0,646	0,001
Max Q (N/m)	0,550	0,005	0,385	0,063
Max Q (N/m/kg)	0,504	0,012	0,367	0,078
Max Q (N/m/kg LTM)	0,438	0,032	0,313	0,136
Max HG (N)	0,654	0,001	0,483	0,017
Max HG (N/kg)	0,545	0,006	0,477	0,018
Max HG (N/kg LTM)	0,466	0,022	0,420	0,041

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky); Cm – kapacitance membrán; Phi 50 - fázový úhel stanovený při 50 kHz
Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 22- Maximální síla a složení těla pomocí BCM IV

5.4.3 Maximální síla jednotlivých svalových skupin a spirometrie

Parametr FEV1 (l) koreluje s maximální silou všech svalových skupin kromě flexe kotníku a stisku ruky v přepočtu na kg LTM. Byla nalezena korelace mezi FVC (l) a maximální silou ve všech svalových skupinách kromě flexe kotníku. PEF (l/min) nekoreluje s maximální silou u flexe kotníku (N/m/kg) a (N/m/kg LTM), u maximální síly abduktorů boků a stisku ruky v přepočtu na kg LTM. U parametru FEV1(%) byla nalezena asociace pouze u některých přepočtů flexe lokte a abduktorů ramene (viz tabulky 23 a 24).

	FEV1 (l)		FVC (l)	
	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,555	0,005	0,475	0,019
Max A-F (N/m/kg)	0,580	0,003	0,514	0,010
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,507	0,011	0,444	0,030
Max H-A (N/m)	0,362	0,082	0,357	0,087
Max H-A (N/m/kg)	0,352	0,092	0,351	0,092
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,254	0,231	0,265	0,210
Max E-F (N/m)	0,600	0,003	0,592	0,004
Max E-F (N/m/kg)	0,643	0,001	0,632	0,001
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,573	0,004	0,590	0,003
Max S-A (N/m)	0,589	0,002	0,571	0,004
Max S-A (N/m/kg)	0,615	0,001	0,613	0,001
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,494	0,014	0,510	0,011
Max Q (N/m)	0,669	0,000	0,634	0,001
Max Q (N/m/kg)	0,633	0,001	0,629	0,001
Max Q (N/m/kg LTM)	0,598	0,002	0,598	0,002
Max HG (N)	0,481	0,017	0,433	0,035
Max HG (N/kg)	0,522	0,009	0,500	0,013
Max HG (N/kg LTM)	0,397	0,054	0,405	0,049

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky); FEV1 – usilovně vydechnutý objem za první sekundu; FVC – usilovná vitální kapacita
Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 23 - Maximální síla a spirometrické parametry I

	PEF (l/min)		FEV1 (%)	
	r	P	r	P
Max A-F (N/m)	0,412	0,046	0,183	0,393
Max A-F (N/m/kg)	0,389	0,060	0,226	0,287
Max A-F (N/m/kg LTM)	0,307	0,144	0,162	0,451
Max H-A (N/m)	0,263	0,214	0,103	0,633
Max H-A (N/m/kg)	0,184	0,389	0,173	0,419
Max H-A (N/m/kg LTM)	0,066	0,759	0,103	0,633
Max E-F (N/m)	0,518	0,014	0,369	0,091
Max E-F (N/m/kg)	0,499	0,015	0,483	0,020
Max E-F (N/m/kg LTM)	0,432	0,039	0,439	0,036
Max S-A (N/m)	0,546	0,006	0,428	0,037
Max S-A (N/m/kg)	0,519	0,009	0,524	0,009
Max S-A (N/m/kg LTM)	0,407	0,048	0,404	0,050
Max Q (N/m)	0,616	0,001	0,279	0,187
Max Q (N/m/kg)	0,534	0,007	0,338	0,106
Max Q (N/m/kg LTM)	0,459	0,024	0,304	0,149
Max HG (N)	0,517	0,010	0,173	0,420
Max HG (N/kg)	0,442	0,031	0,276	0,192
Max HG (N/kg LTM)	0,302	0,151	0,170	0,426

Vysvětlivky: Maximální síla A-F – ankle flexion (kotník flexe); H-A – hip abduction (boky abdukce); E-F – elbow flexion (loket flexe); S-A – shoulder abduction (ramena abdukce); Q – quadriceps; HG – handgrip (pinchgrip, stisk ruky); PEF – vrcholová výdechová rychlost; FEV1 – usilovně vydechnutý objem za první sekundu

Statisticky významné korelace jsou označeny modře, r je hodnota Spearmanova/Pearsonova korelačního koeficientu, P je hladina významnosti

Tabulka 24 - Maximální síla a spirometrické parametry II

6. DISKUSE

Měření se zúčastnilo 14 žen a 10 mužů. V první skupině určené dle průměrného vypočítaného energetického výdeje, kterou tvořilo 18 osob, byl stejný počet mužů i žen. Ve druhé skupině bylo 5 žen a pouze 1 muž. Ze základní charakteristiky vyplynulo, že střední věk všech účastníků byl 22 (22; 23), průměrná naměřená výška byla 174 ± 10 cm a tělesná hmotnost $67,6 \pm 16,4$ kg. Naše skupina se nedá v mnoha ohledech příliš srovnat s populacemi, na které jsou cíleny dostupné studie zmíněné v této diplomové práci, jelikož je zaměřena na zdravé, a především mladé osoby do 27 let.

Skupiny byly statisticky významně odlišné ve výšce, hmotnosti a také v již výše zmiňovaném energetickém výdeji a jeho odhadu. U složení těla byl nalezen významný rozdíl pouze v BMI (1. skupina $23,0 \pm 3,7$ a 2. skupina $19,7 \pm 1,6$), což bylo překvapující, jelikož jsem očekávala, vzhledem ke znatelným rozdílům ve fyzické aktivitě zúčastněných, odlišnosti i u FM a LTM. Mezi spirometrickými parametry byl signifikantně odlišný parametr PEF (1. skupina $8,37 \pm 2,23$ a druhá skupina $6,25 \pm 1,25$). Podle dvou výše zmiňovaných studií byly nalezeny významné asociace mezi silou stisku a výškou a stejně tak mezi silou stisku a váhou. V této práci byl vyhodnocován pouze parametr BMI (zahrnující výšku a váhu), ale pokud bychom hodnotili tyto dva parametry zvlášť, tak bychom pravděpodobně došli také ke stejnému závěru [31, 30].

Celkově bylo možné u první skupiny v hodnocení maximální síly sledovat trend vyšších hodnot, výjimkou je pouze abdukce boků, kde při přepočtu maximální síly na N/m/kg LTM pozorujeme střední hodnotu vyšší než u první skupiny. Statisticky významné odlišnosti mezi skupinami byly nalezeny u flexe kotníku, kde se lišila maximální síla v N/m, N/m/kg, N/m/kg LTM a v míře uchopení. U flexe lokte byla maximální síla odlišná v N/m/kg a u quadricepsu se lišila významně míra uchopení. Výsledek byl docela překvapivý, očekávala jsem, že skupiny budou odlišné ve více svalových skupinách. Co se týče dalších vyhodnocovaných parametrů, tak se například míra únavy a únava lišila v různých svalových

skupinách. Ne vždy platilo, že by u druhé skupiny tyto dva parametry značily vyšší únavu.

Energetický výdej byl stanovován pomocí MET tabulek a predikčních rovnic. K zadání prostřednictvím dotazníku mohl každý účastník přistoupit i přes stanovené podmínky subjektivně, takže jsme získali méně přesný výsledek, než kdybychom energetický výdej stanovovali pomocí přesnějších metod, například nepřímé kalorimetrie. I tak nám ale tato metoda poskytla myslím dostatečným způsobem informaci o tom, jak je kdo přibližně fyzicky aktivní. Korelace s maximální silou byly nalezeny u všech svalových skupin, kromě některých přepočtů na kg a kg LTM, podrobně v tabulce 17. Při výpočtu energetického výdeje pomocí predikční rovnice Ireton – Jones byly korelace nalezeny u všech svalových skupin s výjimkou abduktorů boků.

Při měření složení těla jsme očekávali, že parametr LTM bude korelovat se všemi svalovými skupinami a potvrdí se tak, že lidé s větším množstvím svaloviny jsou schopni vyvinout větší maximální sílu. Ukázalo se, že statisticky významná asociace nebyla prokázána u flexe kotníku a ani u abduktorů boků. Zajímavé bylo také to, že u některých skupin svalů (hlavně abdukce ramen, quadriceps) se síla zvětšovala v závislosti na množství viscerálního tuku. Podrobněji v tabulkách 19-22.

U některých parametrů spirometrického vyšetření byly nalezeny významné korelace s maximální silou. Konkrétně u FEV1 (l), FVC (l), PEF1 (l/m) a FEV1 (%). U všech zmíněných nebyla nikdy nalezena žádná významná souvislost s abduktory boků. Je možné, že tato svalová skupina bývá poměrně dost zapojena u všech zúčastněných v přirozeném pohybu, a proto do takové míry nesouvisí s plicními funkcemi. V případě FEV1 a FVC se dále objevily souvislosti ve všech svalových skupinách, u PEF1 také kromě některých přepočtů na kg, kg LTM u flexe kotníku a síly stisku ruky, viz tabulky 23, 24. Myslím si, že tento výsledek otevírá cestu dalšímu výzkumu v této oblasti. Bylo by možné dále zjišťovat, jak se s přibývajícím věkem a se změnami fyzické aktivity spirometrické parametry mění, co nám dokážou říci o svalové síle, výdrži a například celkovém stavu organismu. Z našeho výzkumu tedy vyplynulo, že větší okysličenost organismu by mohla mít

vliv na maximální sílu. Podle studie [59], která se zabývala zkoumáním spirometrických parametrů u mladistvých v souvislosti s maximální silou po aerobním tréninku a dechové rehabilitaci, byla také nalezena silná asociace mezi některými spirometrickými parametry (FEV1, FVC) a silou stisku ruky stejně jako v této práci.

K obecnému závěru, že pravidelná fyzická aktivita je spojena s vyššími hodnotami síly stisku došly i některé ze studií zmíněných v teoretické části [42, 43]. V našem případě byly hodnoty maximální síly stisku u první skupiny skutečně vyšší, avšak statisticky významný rozdíl mezi skupinami prokázán nebyl. To může být způsobeno i poměrně nízkým počtem měřených osob.

Je důležité zmínit, že měření svalové síly by bylo vhodné provádět u zúčastněných osob v průběhu jejich života vždy s určitým časovým odstupem a postupně tak sledovat, jak se jejich síla vyvíjí a jakými konkrétními činnostmi to mohlo být způsobeno a ovlivněno (změna zaměstnání, více fyzické aktivity, druh fyzické aktivity...). Z těchto poznatků by se poté dalo stanovit, jestli je i měření určitých svalových skupin, kromě často posuzovaného měření síly stisku, vhodným predikčním faktorem pro nejrůznější onemocnění, hodnotícím faktorem zlepšení svalových funkcí po úrazech, při rehabilitaci apod.

Dostupné studie se také často zaměřovaly na hodnocení svalové síly a výdrže v souvislosti s přesně stanoveným typem fyzické aktivity. Naši dobrovolníci v době experimentu vykonávali velmi různorodé aktivity, nebo naopak námi zvolené skupiny svalů mohli všichni zapojovat při každodenních aktivitách podobně, a proto je možné, že nebyly z tohoto důvodu nalezeny statisticky významné rozdíly u všech svalových skupin. Dalším důvodem nenalezení signifikantních rozdílů a korelací ve všech svalových skupinách a testovaných parametrech může být také počet účastníků měření. Mnohdy také zmiňované studie hodnotily pouze sílu stisku ruky, ale už ne dalších svalových skupin. Ačkoliv například studie [41] zkoumala podobné skupiny svalů, nelze výsledky příliš porovnat, protože byla zaměřena na nemocné a starší pacienty, kteří vykonávali přesně definovaný typ tréninku po stanovenou

dobu za specifických podmínek. Došlo u nich ke zlepšení hlavně u abdukce ramene a flexe kolene.

7. ZÁVĚR

Měření v rámci experimentální části se zúčastnilo 24 osob ve věku 21-27 let. Z toho 10 mužů a 14 žen. Podle hodnot energetického výdeje byli rozděleni do 2 skupin, kterou tvořilo horních 75 % (18 osob) a spodních 25 % (6 osob). V první byl stejný počet mužů i žen, ve druhé pouze 1 muž a 5 žen.

Všechny námi měřené parametry se pohybovaly v rámci fyziologických hodnot, což bylo vzhledem k věku testované skupiny očekáváno. Skupiny byly významně statisticky odlišné ve výšce i hmotnosti, stejně tak pak v rámci energetického výdeje, podle kterého byly určeny. U složení těla byly skupiny odlišné v parametru BMI a u spirometrických parametrů pouze u PEF1 (vrcholová výdechová rychlost), všechny výsledky se pohybovaly v rámci běžných fyziologických hodnot.

U hodnocení maximální síly bylo možné u první skupiny pozorovat trend vyšších hodnot. Statisticky signifikantní odlišnosti v maximální síle se lišily v jednotlivých měřených svalových skupinách. Nepotvrdilo se původní očekávání, že budou mezi dvěma skupinami u všech testovaných pozic. Byly nalezeny především u flexe kotníku, dále pak u flexe lokte a také se lišila míra uchopení u quadricepsu.

Energetický výdej koreloval s maximální silou ve všech svalových skupinách, kromě některých přepočtů na kilogramy a na kilogramy LTM. U složení těla jsme očekávali, že budeme pozorovat korelaci maximální síly a svalové hmoty u všech svalových skupin. Nebyla však prokázána u flexe kotníku a ani u abduktorů boků. Významné asociace byly nalezeny mezi maximální silou a spirometrickými parametry FEV1 (l), FVC (l), PEF1 (l/m), FEV1 (%) kromě svalové skupiny, která se týkala měření abdukce boků.

SEZNAM ZKRATEK

Zkratka	Anglický název	Český název
ATM	Adipose tissue mass	tuková tkáň
BCM	Body composition monitor	
BoCM	Body cell mass	tělesná buněčná hmota
BIA		bioelektrická impedanční analýza
BIS		bioelektrická impedanční spektroskopie
BMI	Body mass index	index tělesné hmotnosti
CAS	Clinical analysis software	
DEXA, DXA	Dual energy X-ray absorptiometry	duální rentgenová absorpciometrie
ECW	Extracellular water	extracelulární tekutina
FEV1	Forced expiratory volume in the first second	usilovně vydechnutý objem za první sekundu
FFM	Fat free mass	tukuprostá tkáň
FM	Fat mass	tuková tkáň
FTI	Fat tissue index	index tukové tkáně
FVC	Forced vital capacity	usilovná vitální kapacita
ICW	Intracellular water	intracelulární tekutina
LBM	Lean body mass	aktivní tělesná hmota
LTI	Lean tissue index	index tukuprosté tkáně
LTM	Lean tissue mass	tukuprostá hmota
MET	Metabolic equivalent of task	metabolický ekvivalent
OH	Overhydration	převodnění
PEF	Peak expiratory flow	vrcholová výdechová rychlost
TBW	Total body water	celková tělesná voda

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 – Kompartmenty tělesných tekutin [7]	16
Tabulka 2 – Fyziologické hodnoty síly stisku dle Budziarecka et al. (2008) [2].....	35
Tabulka 3 – Porovnání dvou měřících protokolů [29].....	36
Tabulka 4 – Ukázka tabulek s hodnotami MET [2].....	44
Tabulka 5 - Přehled adaptačních změn svalových vláken vlivem tréninku u starších osob [27]	47
Tabulka 6 - Parametry měřené BCM [44]	51
Tabulka 7 – Hodnoty viscerálního tuku dle výrobce [52].....	63
Tabulka 8 – základní charakteristika (pohlaví, věk, výška, hmotnost)	69
Tabulka 9 – základní charakteristika (energetický výdej)	70
Tabulka 10 – Kotník flexe	71
Tabulka 11 – Kyčle abdukce	71
Tabulka 12 – Loket flexe	72
Tabulka 13 – Ramena abdukce	73
Tabulka 14 - Quadriceps.....	73
Tabulka 15 – Pinchgrip	74
Tabulka 16 – Hodnoty FEV1 (l/min)	75
Tabulka 17 – Maximální síla a energetický výdej I.....	76
Tabulka 18 – Maximální síla a energetický výdej II	77
Tabulka 19 – Maximální síla a složení těla pomocí BCM I	79
Tabulka 20 - Maximální síla a složení těla pomocí BCM II.....	80
Tabulka 21 - Maximální síla a složení těla pomocí BCM III	81
Tabulka 22- Maximální síla a složení těla pomocí BCM IV	82
Tabulka 23 - Maximální síla a spirometrické parametry I.....	83
Tabulka 24 - Maximální síla a spirometrické parametry II	84

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 – Lokalizace kožních řas [4]	20
Obrázek 2 – Typy svalové tkáně [18]	24
Obrázek 3 – Vnitřní stavba svalu [21]	26
Obrázek 4 – Stavba sarkomery [25]	28
Obrázek 5 - Rozdíl mezi pojetím složení těla při klasické analýze a při analýze pomocí BCM [44]	49
Obrázek 6 – Schéma měření pomocí BCM [44].....	50
Obrázek 7 - Objemový model, model tělesného složení [44]	53
Obrázek 8 – Pinchgrip [48].....	55
Obrázek 9 – Flexe kotníku [49]	57
Obrázek 10 – Flexe lokte [49]	57
Obrázek 11 – Abdukce kyčle [49]	58
Obrázek 12 – Quadriceps [49].....	59
Obrázek 13 – Abdukce ramen [49].....	59
Obrázek 14 – Správné umístění přístroje Abdominal fat analyser [51].....	60
Obrázek 15 – Součásti přístroje Abdominal fat analyser [51].....	61
Obrázek 16 – Část břicha, kterou je nutno při měření obnažit [52]	61
Obrázek 17 – Správné navlhčení při měření [52].....	62
Obrázek 18 – Správné zaměření LED světla [52]	62

Obrázek 19 - Tanita Innerscan [53]	64
Obrázek 20 - Správná poloha chodidel při měření [53]	64
Obrázek 21 - Spirometr MICRO-DL [55]	65
Obrázek 22 - Rozlišení obstrukčního a restriktivního onemocnění plic [57]	66
Obrázek 23 - Kaliperační kleště [58]	67
Obrázek 24 - Uchopení kožní řasy [58]	67
Obrázek 25 - Kožní řasa nad tricipsem [58]	68

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 - Maximální síla N/m	74
Graf 2 - Maximální síla N/m/kg LTM	75

LITERATURA

- [1] BOHANNON, R. W. Hand-grip dynamometry predicts future outcomes in aging adults. *Journal of geriatric physical therapy*, 2008, 31.1: 3-10.
- [2] HRONEK, Miloslav. Praktická cvičení z morfolgie a fyziologie pro posluchače Farmaceutické fakulty. Praha: Karolinum, 2013. ISBN 978-80-246-2293-4.
- [3] HAINER, Vojtěch. Základy klinické obezitologie. 2., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3252-7.
- [4] RIEGEROVÁ, Jarmila, Miroslava PŘIDALOVÁ a Marie ULBRICHOVÁ. Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie). 3. vyd. Olomouc: Hanex, 2006. ISBN 80-85783-52-5.
- [5] LIVESTRONG.COM. Differences between fat free mass & lean body mass [online]. 2017 [cit. 10.11.2017]. Dostupné z: <https://www.livestrong.com/article/393448-differences-between-fat-free-mass-lean-body-mass/>
- [6] ROKYTA, Richard. Fyziologie pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech. Praha: ISV, 2000. Lékařství. ISBN 80-85866-45-5.
- [7] FLUID PHYSIOLOGY. 2.1 Fluid compartments [online]. 2017 [cit. 11.11.2017]. Dostupné z: https://www.anaesthesiamcq.com/FluidBook/fl2_1.php
- [8] MÜLLEROVÁ, Dana a Anna AUJEZDSKÁ. Hygiena, preventivní lékařství a veřejné zdravotnictví. Praha: Karolinum, 2014. ISBN 978-80-246-2510-2.
- [9] PROVAZNÍK, K. a kol. Manuál prevence v lékařské praxi: souborné vydání. 1. vyd. Praha: Univerzita Karlova - 3. lékařská fakulta, 2004. ISBN 80-7168-942-4.
- [10] VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK. Vertex. [online]. 2018 [cit. 17.1.2018]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/pojem/vertex>
- [11] PATOBIOMECHANIKA A PATOKINESIOLOGIE KOMPENDIUM. Kyčelní kost [online]. 2017 [cit. 24.10.2017]. Dostupné z: http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendum/anatomie/dk_pletenec_kycelni.php
- [12] HALADOVÁ, Eva a Ludmila NECHVÁTALOVÁ. Vyšetřovací metody hybného systému. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 2010. ISBN 978-80-7013-516-7.

- [13] EKNOYAN, G. Adolphe Quetelet (1796–1874) —the average man and indices of obesity. *Nephrology Dialysis Transplantation*, 2007. 23.1: 47-51.
- [14] WIKIPEDIA. Archimédův zákon [online]. 2017 [cit. 19.10.2017]. Dostupné z: https://cs.wikipedia.org/wiki/Archimédův_zákon
- [15] LABORATOŘ SPORTOVNÍ MOTORIKY UK FTVS PRAHA. Tělesné složení [online]. 2012 [cit. 19.10.2007]. Dostupné z: http://ceskakinantropologie.cz/katedry/lsm/?stranka=metodika_rozbal&id=1
- [16] WELLS, J. C. K.; FEWTRELL, M. S. Measuring body composition. *Archives of disease in childhood*, 2006, 91.7: 612-617.
- [17] TROJAN, Stanislav. Lékařská fyziologie. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [18] SLIDE PLAYER. Svalová soustava. [online]. 2018 [cit. 23.1.2018]. Dostupné z: <http://slideplayer.cz/slide/3405133/>
- [19] ČIHÁK, Radomír. Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada, 2001. ISBN 80-7169-970-5.
- [20] FIALA, Pavel, Jiří VALENTA a Lada EBERLOVÁ. Stručná anatomie člověka. Praha: Univerzita Karlova v Praze, nakladatelství Karolinum, 2015. ISBN 978-80-246-2693-2.
- [21] RONNIECZ. Mikroskopická stavba svalu. [online]. 2018 [cit. 23.1.2018]. Dostupné z: <http://medicina.ronnie.cz/c-1821-mikroskopicka-stavba-svalu.html>
- [22] INSTITUTE FOR INTERACTIVE HEALTHCARE. Anatomy review: Slow and Fast Twitch muscle fibers [online]. 2012 [cit. 24.11.2017]. Dostupné z: http://www.integrativehealthcare.org/mt/archives/2012/01/anatomy_review.html
- [23] FYZIOLOGIE TĚLESNÉ ZÁTĚŽE – VYBRANÉ KAPITOLY. Kapitola 3. Typy svalových vláken [online]. 2006 [cit. 23.12.2017]. Dostupné z: <https://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/ch03.html>
- [24] LEHNERT, M. a kol. Sportovní trénink 1. 1.vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2014. ISBN 978-80-244-4330-0 (e-kniha).
- [25] WIKIPREMED. Image of sarcomere. [online]. 2017 [cit. 22.12.2017]. Dostupné z: https://www.wikipremed.com/image.php?img=040704_68zzzz368800_Sarcomere_68.jpg&image_id=368800

- [26] BERNACIKOVÁ M., NOVOTNÝ J., SIRIŠKI D. Praktická cvičení z fyziologie člověka pro studenty bakalářských oborů Tělesné výchovy. Brno: Masarykova univerzita, 2014. ISBN 978-80-210-7693.
- [27] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [28] JANDA, Vladimír. Svalové funkční testy. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
- [29] ROBERTS, H. C.; DENISON, H. J.; MARTIN, H. J.; PATEL, H. P.; SYDDAL H., et al. A review of the measurement of grip strength in clinical and epidemiological studies: towards a standardised approach. *Age and ageing*, 2011, 40.4: 423-429.
- [30] SPRUIT, M. A.; SILLEN, M. J. H.; GROEHEN, M. T. J.; WOUTERS, E. F. M.; FRANSSEN, F. M. E. New normative values for handgrip strength: results from the UK Biobank. *Journal of the American Medical Directors Association*, 2013, 14.10: 775. e5-775. e11.
- [31] BUDZIARECK, M. B.; DUARTE, R. R. P.; BARBOSA-SILVA, M. C. Reference values and determinants for handgrip strength in healthy subjects. *Clinical nutrition*, 2008, 27.3: 357-362.
- [32] FLOOD, A.; CHUNG, A.; PARKER, H.; KEARNS, V.; O'SULLIVAN, T. A. The use of hand grip strength as a predictor of nutrition status in hospital patients. *Clinical nutrition*, 2014, 33.1: 106-114.
- [33] BARTLETT, Roger. Introduction to sports biomechanics: analysing human movement patterns. Milton Park, Abingdon, Oxon: Routledge, 2014. ISBN 9780415632430.
- [34] SOFISTIKOVANÁ BIOMECHANICKÁ DIAGNOSTIKA LIDSKÉHO POHYBU. Izokinetika, izokinetická dynamometrie, izokinetické přístroje [online]. 2012 [cit. 18.11.2017]. Dostupné z: <http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/poloka-menu-3/o-metod>
- [35] ZÁKLADY SPORTOVNÍ KINEZIOLOGIE. Druhy svalové kontrakce. [online]. 2010 [cit. 17.4.2018]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/1451/e-learning/kineziologie/elportal/pages/druhy_svalove_kontrakce.html
- [36] CELOSTNIMEDICINA.CZ. Příjem a výdej energie [online]. 2014 [cit. 27.11.2017]. Dostupné z: <https://www.celostnimedicina.cz/prijem-a-vydej-energie.htm>
- [37] PINHEIRO VOLP, A. C.; ESTEVES DE OLIVEIRA, F. C.; DUARTE MOREIRA ALVES, R.; ESTEVES, E. A.; BRESSAN, J. Energy expenditure: components and evaluation methods. *Nutricion hospitalaria*, 2011, 26.3.: 430-440

- [38] MARTINÍK, Karel a ILUSTRACE VLADIMÍR RENCČÍN. Obezita, nadváha: od teorie k praxi. Hradec Králové: Garamon, 2008. ISBN 9788086472379.
- [39] VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK. Respirační kvocient. [online]. 2018 [cit. 17.12.2017]. Dostupné z: <http://lekarske.slovniky.cz/lexikon-pojem/respiracni-kvocient-zkr-rq>
- [40] JETTE, M.; SIDNEY, K.; BLÜMCHEN, G. Metabolic equivalents (METS) in exercise testing, exercise prescription, and evaluation of functional capacity. *Clinical cardiology*, 1990, 13.8: 555-565.
- [41] RICCI-VITOR, A. L.; BONFIRM, R.; FOSCO, L. C.; BERTOLINI, G. N.; RAMOS, D., et al. Influence of the resistance training on heart rate variability, functional capacity and muscle strength in the chronic obstructive pulmonary disease. *European journal of physical and rehabilitation medicine*, 2013, 49.6: 793-801.
- [42] FERREIRA, M. L.; SHERRINGTON, C.; SMITH, K.; CARSWELL, P.; BELL, R., et al. Physical activity improves strength, balance and endurance in adults aged 40–65 years: a systematic review. *Journal of physiotherapy*, 2012, 58.3: 145-156.
- [43] HANSEN, A. W.; BEYER, N.; FLENSBORG-MADSEN, T.; GRØNBÆK, M.; HELGE, J. W. Muscle strength and physical activity are associated with self-rated health in an adult Danish population. *Preventive medicine*, 2013, 57.6: 792-798.
- [44] FRESENIUM MEDICAL CARE. BCM – Body composition monitor. [online]. 2018 [cit. 5.1.2018]. Dostupné z: <http://www.bcm-fresenius.com/index.html>
- [45] PREEDY, Victor R. Handbook of anthropometry: physical measures of human form in health and disease. New York: Springer, c2012. ISBN 978-1-4419-1787-4.
- [46] WIKISKRIPTA. Elektrická impedance/NMgr. [online]. 2014 [cit. 5.1.2018]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Elektrická_impedance/NMgr
- [47] BARBOSA-SILVA, M. C.; BARROS, A. J. D; WANG, J.; HEYMSFIELD, S. B.; PIERSON, R. N. Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. *The American journal of clinical nutrition*, 2005, 82.1: 49-52.
- [48] MiE MEDICAL RESEARCH. Digital analysers. [online]. 2015 [cit. 12.1.2018]. Dostupné z: <https://www.mie-uk.com/pgripmyo/>

- [49] MANUÁL K PŘÍSTROJI DIGITAL MYOMETR (MIE Medicals). 2002 [cit. 15.2.2018]
- [50] MiE MEDICAL RESEARCH. Software manuals. [online]. 2003 [cit. 5.5.2018]. Dostupné z: <https://mie-uk.com/software/cas/docs/software.html>
- [51] GIRODMEDICSL. Body composition analyser TANITA AB 140 VISCAN. [online]. 2018 [cit. 6.1.2018]. Dostupné z: <https://www.girodmedical.co.uk/body-composition-analyzer-tanita-ab-140-viscan.html>
- [52] TANITA CORPORATION. Návod k použití – Abdominal Fat Analyser AB-140 ViScan. [online]. 2008 [cit. 7.1. 2018]. Dostupné z: <https://tanita.eu/media/wysiwyg/manuals/professional-body-composition-analysers/ab-140-instruction-manual.pdf>
- [53] TANITA THE STANDARD. BC-534 InnerScan Body Composition Monitor. [online]. 2018 [cit. 6.1.2018]. Dostupné z: <http://www.tanita.com/es/bc534/>
- [54] MICRO MEDICAL. Produktový list Compek medical services – Spirometrie Micro/Micro plus. [online]. 2018 [cit. 6.1.2018]. Dostupné z: <http://www.compek.cz/inc/getfile.php?file=257251b5989449db4686dc8ba6f5cce9874ff4f8>
- [55] EXTRASKLEPMEDYCZNY.PL. Spirometr MICRO DL. [online]. 2018 [cit. 11.2.2018]. Dostupné z: <https://www.extrasklepmedyczny.pl/pl/p/Spirometr-MICRO-DL/344>
- [56] SPIROMETRY. Overview of parameters in spirometry. [online]. 2018 [cit. 12.1.2018]. Dostupné z: <https://www.spirometry.guru/spirometry-parameters.html>
- [57] TVORBA A OVĚŘENÍ E-LEARNINGOVÉHO PROSTŘEDÍ PRO INTEGRACI VÝUKY PREKLINICKÝCH A KLINICKÝCH PŘEDMĚTŮ NA LF A FZV UP V OLOMOUCI. Patofyziologie obstrukčních a restričních poruch respirace. [online]. 2012 [cit. 10.2.2018]. Dostupné z: <http://pfyziolklin.upol.cz/?p=1199>
- [58] ANTHROPOMETRIC INSTRUMENTS. Kaliper BEST II K-501. [online]. 2015 [cit. 6.1.2018]. Dostupné z: <http://www.anthropometricinstruments.com/kaliper-best-ii-k-501/>
- [59] SMITH, M. P.; STANDL, M.; BERDEL, D.; VON BERG, A.; BAUER, C.P., et al. Handgrip strength is associated with improved spirometry in adolescents. *PloS one*, 2018, 13.4: e0194560.