

Univerzita Karlova v Praze  
1. lékařská fakulta

Vliv anatomického složení paže na výsledky  
neinvazivního měření krevního tlaku

Diplomová práce

Praha, 2008

Jakub Kreuter

navazující magisterský studijní program: Specializace ve zdravotnictví  
studijní obor: Zdravotnická technika a informatika

# Vliv anatomického složení paže na výsledky neinvazivního měření krevního tlaku

Diplomová práce

Praha, 2008

Autor: Jakub Kreuter

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Petr Šrámek, Csc.

Pracoviště: FTVS UK, VFN - Interní oddělení Strahov

### **Poděkování**

Rád bych poděkoval MUDr. Petru Šrámkovi za vedení práce, za rady a připomínky, které mi pomohly při psaní. Děkuji všem, kteří mi umožnili získání potřebných dat.

### **Čestné prohlášení**

Prohlašuji, že jsem zadanou diplomovou práci zpracoval sám a používal jsem pouze prameny uvedené v seznamu použité literatury.

V Praze, dne 8. 6. 2008

.....

podpis

# Obsah

Abstrakt .....	5
Abstract .....	6
1 Úvod .....	8
1.1 Cíl práce .....	9
2 Teoretická část .....	10
2.1 Srdce .....	10
2.2 Objemové a tlakové charakteristiky srdeční činnosti .....	11
2.3 Krevní tlak a hemodynamika .....	12
2.4 Regulace krevního tlaku .....	13
2.5 Měření krevního tlaku .....	13
2.5.1 Metody měření krevního tlaku .....	14
2.5.1.1 Auskultační metoda .....	14
2.5.1.2 Oscilometrická metoda .....	15
2.5.1.3 Palpační metoda .....	16
2.5.2 Vybraná doporučení pro měření krevního tlaku .....	17
2.6 Mechanika měkkých tkání .....	18
2.6.2 Neaktivní sval .....	19
2.7 Bioelektrická impedanční analýza .....	20
3 Praktická část .....	24
3.1 Experimentální model paže .....	24
3.1.1 Metodika .....	24
3.1.2 Výsledky měření .....	25
3.2 Série měření na skupinách lidí .....	26
3.2.1 Vyšetřované skupiny lidí .....	26
3.2.2 Měřicí technika .....	27
3.2.3 Metodika měření .....	27
3.3 Výsledky .....	28
3.3.1 Závislost krevního tlaku na objemu paže .....	29
3.3.2 Závislost velikosti krevního tlaku na hodnotě FFM .....	35
4 Diskuze .....	39
5 Závěr .....	41

6	Seznam použité literatury .....	42
7	Přílohy.....	44

# Abstrakt

Významné rozdíly hodnot měření krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou u sportující a nespportující populace nás vedly k úvaze o roli tkáně, přes kterou je při měření komprimována brachiální tepna.

Na experimentálním modelu jsme zkoumali možný vliv morfologické struktury paže na výsledky nepřímého měření krevního tlaku. Opakovaná měření potvrdila, že čím více izolačního materiálu se nachází mezi manžetou a trubičkou infuzního setu (cévou), tím vyšší tlak je nutný k zastavení proudění kapaliny. Model paže sestával ze skleněného těžitka, infuzního setu a izolačního materiálu. Tlak jsme měřili aneroidním tonometrem.

Provedli jsme studie na dvou skupinách subjektů - subjekty v první skupině byli náhodně vybraní sportovci, kteří se účastnili pravidelné sportovní prohlídky. Zdravotní stav jedinců zařazených do studie nesměl ovlivňovat výsledky měření krevního tlaku. V první skupině bylo 48 subjektů. Druhá skupina byla složena z 10 jedinců s nadměrně vyvinutým svalstvem na paži a z 10 jedinců, kteří naopak měli svalstvo málo vyvinuté. Všichni jedinci v druhé skupině byli sportovci. Do studie byli zařazeni ti, jejichž zdravotní stav neovlivňoval výsledky měření krevního tlaku. V případě první skupiny jsme vyšetřovali závislost naměřených hodnot krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou na objemu paže. U druhé skupiny jsme zkoumali závislost naměřených hodnot krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou na hodnotě FFM (fat free mass) paže.

Podařilo se nám prokázat závislost naměřených hodnot systolického krevního tlaku měřeného oběma metodami jak na objemu paže, tak i na hodnotě FFM. Závislost naměřených hodnot diastolického tlaku měřeného oběma metodami se nám prokázat nepodařilo.

Naměřené hodnoty systolického tlaku tedy stoupají se zvyšujícím se objemem paže a se zvyšující se hodnotou FFM.

**Klíčová slova:** nepřímé měření krevního tlaku, morfologická struktura paže, pseudohypertenze

# Abstract

Important differences in the results of auscultatory and oscillometric blood pressure measurement in active and sedentary population led us to the idea of the influence of tissue, which is the brachial artery compressed across.

On an artificial model we investigated possible influence of morphological structure of an arm on the accuracy of blood pressure measurement performed with indirect techniques. Results of the measurements testified, that the thicker stripe of the insulating material between the cuff and the tubing is, the higher pressure is needed to stop the liquid dripping. In order to be able to perform this experiment, we made an artificial model of an arm, consisted of glass paper-weight, infusion set and insulating material. Measurements were performed by an aneroid tonometer.

We performed the studies on two groups of subjects - subjects in the first group were randomly chosen sportsmen, that took part on the regular sport check-up.

The health state of the persons was not allowed to influence the results of blood pressure measurements. In the first group, there were 48 subjects. The second group was composed of 10 subjects with big arm muscles and of 10 subjects with small arm muscles. All of the subjects in the second group were sportsmen, whose health state was not affecting the results of the blood pressure measurements.

In the first group, we investigated the influence of the arm volume on the results of auscultatory and oscillometric blood pressure measurements. In the second group, we investigated the influence of the FFM (fat free mass) value of an arm on the results of the auscultatory and oscillometric blood pressure measurements.

We managed to approve, that the results of systolic blood pressure measurements depend on the volume of an arm and on the FFM value.

We didn't manage to approve the dependance of diastolic blood pressure measurements on the volume of an arm and on the FFM value.

The measured values of the systolic blood pressure increase with the increased volume of an arm and with increased FFM value.

Keywords: Indirect blood pressure measurement, arm soft tissue, pseudohypertension



# 1 Úvod

Měření krevního tlaku má velký význam pro včasný záchyt hypertenze. Nesprávné výsledky měření krevního tlaku mohou ale část populace posunout do role lidí, kteří musí zbytečně užívat léky, musí dodržovat určitou životosprávu.

Auskultační metodu měření krevního tlaku zavedl již před více než 100 lety Korotkov. Pro měření se využívá rtuťový tonometr s manžetou. Po nafouknutí manžety asi 30 mmHg nad systolický tlak, přestává být hmatatelný radiální puls. Při vypouštění manžety rychlostí 2 až 3 mmHg zaznamenáváme pomocí stetoskopu ozvy způsobené zejména turbulentním prouděním krve. Tlak v manžetě odpovídající maximálnímu tlaku, při kterém Korotkovovy ozvy zaznamenáváme, je považován za systolický tlak. Diastolický tlak je obecně brán jako tlak, kdy již tyto ozvy nejsme schopni zachytit [1].

Pokud doporučené normativy k započetí intervence jeho ovlivnění byly benevolentně volené (160/100 mmHg), nečinila identifikace „pseudohypertenze“ u okrajových populací problém. Epidemické šíření civilizační inaktivity vede na jedné straně k orgánovým změnám při krevních tlacích nižších než tomu bylo dříve a na druhé straně k diagnóze pseudohypertenze. Ta je přičítána rigiditě brachiální tepny u starších osob, avšak pseudo-systolickou hypertenzi nacházíme i u jedinců, kteří kompenzují civilizační stress v posilovně či provozováním sportů či činností s extrémní lateralitou.

Tato zřejmá diskrepance ve výši krevního tlaku u silových sportovců (hypertenze), maratonců (hypotenze) a inaktivní populací (normo- a hypertenze) nás vedla k úvaze o vlastnostech tkáně, která stlačuje a zároveň obaluje brachiální tepnu, na níž se nejčastěji Korotkovův fenomén hodnotí. Na základě těchto poznatků by bylo vhodné zpřesnit metody měření krevního tlaku, aby zohledňovaly tělesnou konstituci subjektu. Význam by mohl být dalekosáhlý - snížení preskripce léků u falešně pozitivních hypertoniků, včasné zachycení rizikových osob.

## 1.1 Cíl práce

Hlavním cílem mé diplomové práce bylo potvrdit domněnku, která předpokládala, že je výsledek měření krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou ovlivněn rozdílnou anatomickou strukturou pažní tkáně. Úkolem práce bylo provést na vzorku lidí sérii měření krevního tlaku oběma metodami, antropometrických měření a u části vzorku také měření impedance v segmentu paže. Dalším cílem bylo naměřená data vyhodnotit a pomocí výsledků potvrdit nebo vyvrátit původní domněnku.

## 2 Teoretická část

Tato část bude pojednávat o fyziologii krevního oběhu, základních anatomických poměrech v paži, vybraných metodách neinvazivního měření krevního tlaku a základních mechanických vlastnostech tkání. Součástí této kapitoly je také nastínění principu impedometrie.

### 2.1 Srdce

Činnost srdce je cyklický děj. Jeden cyklus se nazývá srdeční revoluce. Srdeční revoluci lze rozdělit na dvě fáze:

- systolu (stah)
- diastolu (relaxaci)

Jednotlivé fáze srdeční revoluce:

1. fáze - izovolumická kontrakce. Na začátku systoly komor se zvyšuje nitrokomorový tlak, ale objem komor se nemění.

2. fáze - ejekční. Tlak v komoře převyší tlak v aortě, krev je vypuzována do oběhu. Tlak v komorách a arteriích má téměř stejnou hodnotu. Označuje se jako systolický. Ještě během ejekční fáze začíná tlak a rychlost průtoku krve klesat. Pokud tlak v komoře poklesne pod hodnotu tlaku v aortě, semilunární chlopeň se uzavírá a nastává diastola.

3. fáze - izovolumická relaxace. Nitrokomorový tlak klesá, objem se nemění.

4. fáze - plnicí. Tlak v komoře klesá pod hodnotu tlaku v síni. Otvírají se atrioventrikulární chlopně. Rychlost plnění je zpočátku vysoká a postupně klesá.

Komory se mimo své funkce hlavní části čerpadla podílejí i na plnění síní. Při systole se totiž posunují atrioventrikulární chlopně směrem k srdečnímu hrotu, takže se zvětší objem síní za současného poklesu tlaku v nich. To se označuje jako sací síla komor (srdce) [2].

## 2.2 Objemové a tlakové charakteristiky srdeční činnosti

Mezi snáze stanovitelná posouzení objemových charakteristik bychom mohli zařadit ultrasonografickou metodu s použitím Dopplerova principu, metodu na základě Fickova principu (celková spotřeba  $O_2$  za jednotku času se dělí arteriovenózní diferencí koncentrace kyslíku), či diluční metodou, kdy se v krátkých časových intervalech stanovuje koncentrace značené látky (barviva, radioizotopu) v tepenné krvi. Pro posouzení funkce srdce je důležité stanovení těchto veličin:

- tepový (systolický) objem (Stroke Volume - SV); 70 ml u zdravého dospělého člověka; jde o objem krve vypuzené během jedné systoly komor;  $SV = EDV - ESV$
- koncový diastolický objem (End Diastolic Volume - EDV); 120 ml; objem, který je v komoře na konci plnění (diastoly)
- koncový systolický objem (End Systolic Volume - ESV); 50 ml; objem, který je v komoře na konci kontrakce (systoly); při klidové systole zůstává v komoře asi 40% krve, což představuje funkční rezervu
- ejekční frakce - je poměr  $SV/EDV$ ; vypovídá o funkci srdce jako čerpadla
- minutový objem srdeční; je dán jako součin tepového objemu a srdeční frekvence. Praktičtěji se vyjadřuje jako:
  - srdeční index - minutový objem srdeční vztažený na  $1m^2$  tělesného povrchu
  - enddiastolický tlak (Preload, předtížení) - síla napínající myokard před stahem
  - endsystolický tlak (Afterload, dotížení) - odpor, proti němuž je krev ze srdce vypuzována

Nejdůležitějším místním mechanismem, kterým srdce ovlivňuje svou činnost, je Frank-Starlingův zákon, který říká, že se síla srdeční kontrakce zvětšuje se vzrůstajícím plnicím objemem. Dalším faktorem ovlivňujícím sílu stahu je souvislost mezi zvýšením frekvence a zvýšením síly stahu, což se označuje jako inotropní vliv rytmu. Dále je činnost srdce významně regulována i autonomním nervstvem [2].

## 2.3 Krevní tlak a hemodynamika

Proudění v cévách podléhá podobným fyzikálním principům jako v jiných trubicích. Velikost průtoku krve je dána Poiseuilleovým-Hagenovým zákonem:

$$Q = \Delta p \frac{\pi r^4}{8\eta L}, [\text{ml}\cdot\text{s}^{-1}], \quad (1)$$

kde  $Q$  je průtok krve cévou [ $\text{ml}\cdot\text{s}^{-1}$ ],  $r$  je poloměr cévy [ $\text{m}$ ],  $\Delta p$  je rozdíl tlaku na začátku a konci cévy [ $\text{Pa}$ ],  $L$  je délka cévy [ $\text{m}$ ],  $\eta$  je viskozita krve [ $\text{Pa}\cdot\text{s}$ ]. Hodnota zlomku se považuje za odpor cévního řečiště. V cévním systému jsou přítomny dva typy proudění. To, zda bude proudění probíhat laminárně nebo turbulentně, závisí na Reynoldsově čísle (které je bezrozměrné):

$$\text{Re} = \frac{dv\rho}{\eta}, \quad (3)$$

kde  $d$  je průměr cévy [ $\text{m}$ ],  $v$  je rychlost proudění tekutiny [ $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ],  $\rho$  je hustota krve [ $\text{kg}\cdot\text{m}^{-3}$ ] a  $\eta$  [ $\text{Pa}\cdot\text{s}$ ] viskozita krve.

Z hlediska tlaku a objemu můžeme krevní oběh rozdělit na vysokotlaký odporový systém (arteriální část) a nízkotlaký kapacitní systém (venózní a kapilární část, které jsou schopny pojmout až 85% celkového objemu krve). Velké artérie fungují jako pružník - změnou pružnosti umožňují efektivní proudění krve, zatímco arterioly jsou určující strukturou cévního odporu a označují se také jako resistenční cévy.

Arteriální puls (od aorty až po arterioly) má výkyvy synchronizované s fázemi srdeční revoluce a při měření na něm popisujeme vzestupnou a sestupnou část. V důsledku odlišných vlastností cévní stěny se od sebe jednotlivé části vysokotlakého řečiště liší, a to zejména charakterem dikrotických zářezů - drobných zvýšení tlaku na sestupné části [2].

## 2.4 Regulace krevního tlaku

Krevní tlak závisí na:

- minutovém objemu srdečním
- elastických vlastnostech cévních stěn (mohou být patologicky změněny při arterioskleróze)
- periferním odporu cévního řečiště
- viskozitě krve (fyziologicky nevýznamné)

První a částečně druhou veličinu ovlivňuje svou činností autonomní nervstvo. Na další působí zejména zpětná vazba řízená mozkiem, která využívá receptoru tlaku v oblouku aorty a v krkavici, a dále hormony a místní mechanismy (změna vlastností cévy pouze v konkrétním místě).

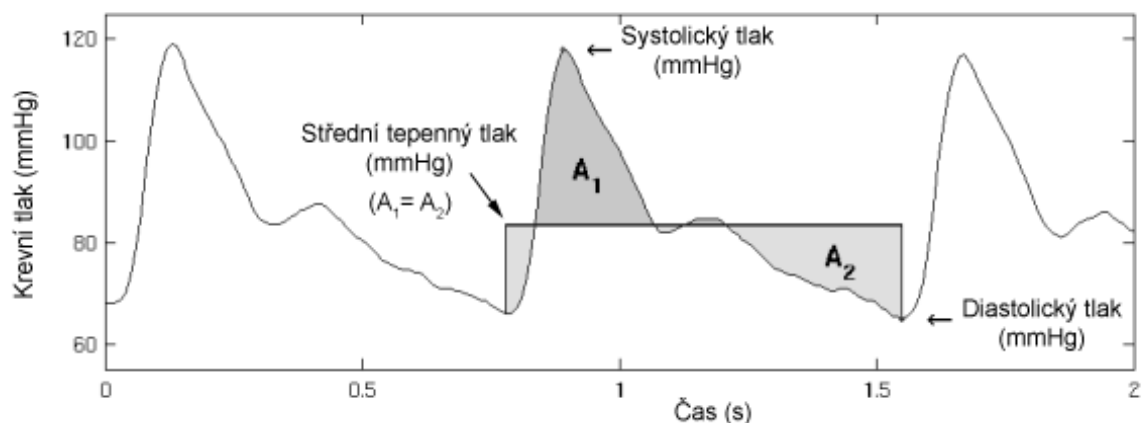
## 2.5 Měření krevního tlaku

Krevní tlak je síla, kterou působí cirkulující krev na stěny cév. Systolický krevní tlak je definovaný jako nejvyšší tlak v arteriích. Diastolický tlak je definovaný jako nejnižší tlak v arteriích. Průměrný tlak během srdečního cyklu se označuje jako střední arteriální tlak (Mean Arterial Pressure - MAP). Můžeme jej vyjádřit jako:

$$MAP = (CO \times SVR) + CVP, \text{ [mmHg]}, \quad (4)$$

kde CO je srdeční výdej [ $\text{l}\cdot\text{s}^{-1}$ ], SVR je systémová vaskulární rezistence [ $\text{Pa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-3}$ ] a CVP centrální žilní tlak [mmHg].

Obr. 2.1 Základní hodnoty krevního tlaku (The Biomedical Signal Analysis Group, University of Kuopio, [http://bsamig.uku.fi/biosignal/pics/BPdefs\\_new.png](http://bsamig.uku.fi/biosignal/pics/BPdefs_new.png))



Za normální klidové srdeční činnosti, můžeme MAP přibližně stanovit jako:

$$MAP \cong DP + \frac{1}{3}(SP - DP), [\text{mmHg}], \quad (1)$$

kde DP je diastolický tlak [mmHg] a SP je systolický tlak [mmHg].

Krevní tlak se obvykle vyjadřuje v milimetrech rtuťového sloupce (mmHg), někdy se vyjadřuje v kilopascalech (kPa).

## 2.5.1 Metody měření krevního tlaku

Pro měření krevního tlaku můžeme využít několika metod. Základní dělením těchto metod spočívá v tom, zda jsou invazivní či neinvazivní. S ohledem na zaměření práce budou zmíněny pouze vybrané neinvazivní metody.

### 2.5.1.1 Auskultační metoda

V roce 1905 popsal ruský lékař Nikolaj Korotkov poslechové ozvy, které se staly základem pro auskultační metodu. Tato metoda je dnes nejběžnějším měřením krevního tlaku. Využívají se dva způsoby této metody: manuální a automatizovaný. Manuální poslechový využívá tonometr s nafukovací manžetou a stetoskopem. Manžeta je připevněna na paži a nafouknuta asi 30 mmHg nad systolický tlak - tlak při kterém není hmatatelný radiální puls. Stetoskopem

umístěným nad pažní tepnou pod manžetou posloucháme při vypouštění manžety rychlostí 2 až 3 mmHg za sekundu ozvy způsobené zejména turbulentním prouděním krve (Korotkovovův fenomén). Tlak v manžetě odpovídající maximálnímu tlaku, při kterém Korotkovovy ozvy zaznamenáváme, se považuje za systolický tlak. Diastolický tlak se obecně považuje za tlak, kdy již tyto ozvy nejsme schopni zachytit [1]. V případě, že Korotkovovy ozvy přetrvávají až do nulového tlaku v manžetě, což je možné zaznamenat u dětí či u gravidních žen, je nápor čtvrté fáze Korotkovových ozvů doporučen jako diastolické kritérium.

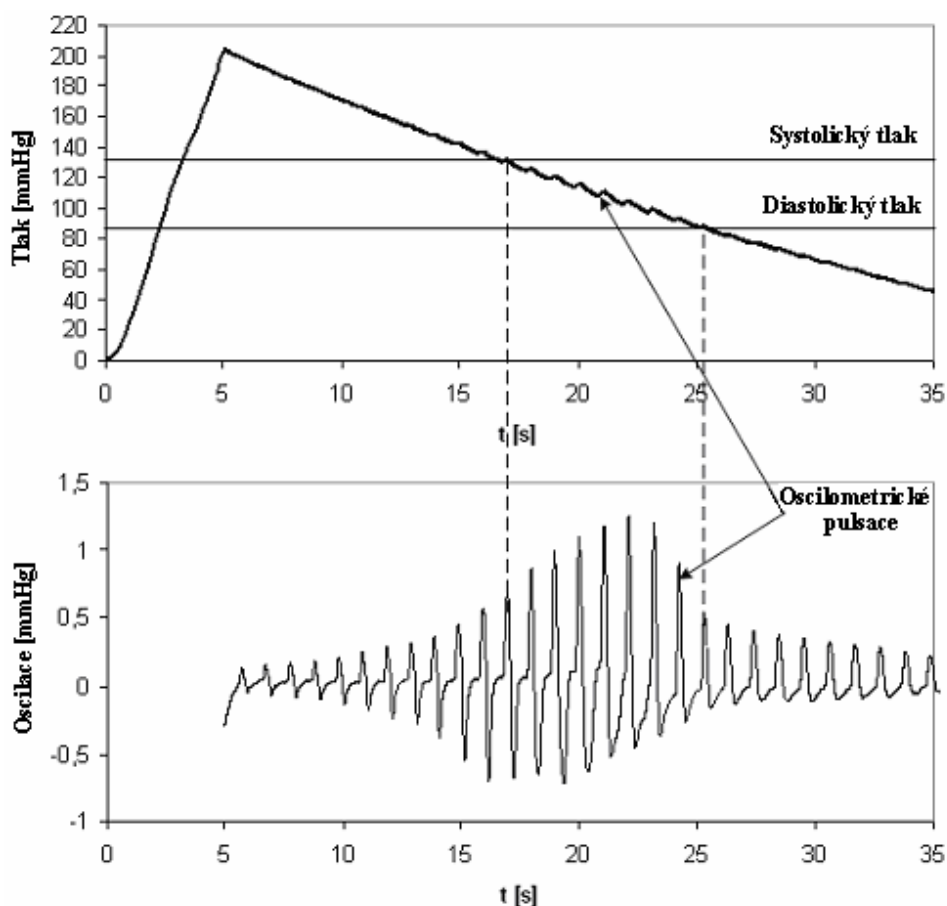
Korotkovovy zvuky reprezentující širší slyšitelnou oblast tepenných chvění, nazýváme Korotkovovo chvění. V automatizovaném auskultačním měření TK se místo stetoskopu užívá minimálně jeden mikrofon, který toto chvění zjistí. Systolický a diastolický TK jsou dány používáním matematických kritérií založených na změnách spektrální energie chvění nebo změnách tvaru či rozkmitu vibračního signálu, při stoupajícím nebo klesajícím tlaku v manžetě [5].

### **2.5.1.2 Oscilometrická metoda**

Oscilometrická metoda je založena na oscilometrických srdečních pulzacích (tlakových pulzech) vygenerovaných v manžetě během napouštění nebo vypouštění vzduchu. Obrázek 2.2 popisuje, jak se během vypouštění vzduchu z manžety zvyšují srdeční pulzace, dokud nedosáhnou maxima (horní část obrázku 2.2). V poslední části se pak snižují (viz. spodní část obrázku 2.2). Bod maximálních srdečních pulzací je obecně považovaný za absolutní MAP. Tyto hodnoty jsou obvykle určeny pomocí matematických kritérií, charakteristických určitým intervalem spolehlivosti. Označují se jako oscilometrický pulsační rozkmit oscilometrických srdečních pulzů vůči původnímu tlaku v manžetě. Vrchol a sklon bývají většinou užívány pro určení SP a DP [5].



Obr 2.2 Princip oscilometrické metody (SKOŘEPA, Michal. *Porovnání neinvazivních metod měření tlaku krve*. [s.l.], 2007. Diplomová práce)



### 2.5.1.3 Palpační metoda

Palpační metoda odhaduje systolický tlak po stlačení manžetou pohmatem pulsů prsty. Spočívá v přiložení prstu na brachiální artérii a sledování výskytu srdečního pulsů. Manžeta by měla být nafouknuta na hodnotu tlaku o 30mmHg vyšší než ta, při které jsme zaznamenali vymizení srdečního pulsů. Poté je manžeta vypouštěna. Hodnota tlaku, při které opět pocítujeme srdeční pulsy, přibližně odpovídá systolickému tlaku. Jejich vyhlazení je považováno za diastolický tlak. Použit může být také puls radiální či prstový. Při automatizovaném měření je tento puls zjišťován snímačem. Tato metoda je užitečná např. u těhotných žen, u pacientů v šoku nebo u těch, kteří cvičí [5].

## 2.5.2 Vybraná doporučení pro měření krevního tlaku

Přesné měření je základním kamenem pro diagnózu a léčení hypertenze. Průzkumy naznačují, že se lékaři ne vždy řídí oficiálními směrnici pro měření krevního tlaku jednotlivými metodami. Pokud se k tomu přidá efekt syndromu bílého pláště, nemusí se výsledky měření shodovat se skutečnými hodnotami krevního tlaku pacienta.

### Příprava pacienta na měření

Řada faktorů může ovlivnit výsledky měření krevního tlaku. Může mezi ně patřit např. teplota místnosti, pozice paže, svalové napětí. Pacient by si měl pohodlně sednout, nekřížit nohy, záda by měla být opřena. Paže by měla být podepřena tak, aby střed manžety a střed sterny byly ve stejné výšce. Při první návštěvě u lékaře by se měl tlak měřit na obou pažích. Před měřením by měl být pacient 5 minut v klidu.

### Rozměry manžety

„Ideální“ manžeta by měla mít gumový měchýř o délce 80% a šířce 40% obvodu paže. Pro obvod paže 22 - 26 cm by měla mít manžeta rozměry 12×22 cm, pro obvod 27 - 34 cm rozměry 16×30 cm, pro obvod 35 - 44 cm rozměry 16×36 cm a pro obvod 45 - 52 cm rozměry 16×42 cm. Je zřejmé, že pro větší obvody paže by měla být ideální manžeta širší, ale vzhledem k šířce kolem 22 cm by to bylo nepraktické.

### Vliv polohy těla

Nejčastěji se krevní tlak měří vsedě nebo vleže. Porovnání výsledků měření v těchto pozicích ovšem vykazuje rozdíly. Připouští se, že při měření vsedě je diastolický tlak o něco vyšší než vleže. Pokud není pacient opřený nebo má překřížené nohy, může se diastolický tlak zvýšit.

### Vliv polohy paže

Pokud je paže níže než srdce, může být výsledek měření o něco vyšší a naopak. Tyto rozdíly lze přičíst vlivu hydrostatického tlaku.

Nafukování a vyfukování manžety

Manžeta by se měla nafouknout více, než je hodnota při vymizení pulsu na arterii radialis. Rychlost vyfukování manžety má významný vliv na určení krevního tlaku. Pokud se manžeta vypouští rychleji, může být naměřená hodnota systolického a diastolického tlaku nižší, resp. vyšší.

Počet měření

Pokud se provádí více měření, je to první obvykle nejvyšší. Doporučuje se provést 2 měření v intervalu alespoň 1 minuty a jako výsledek uvádět průměr těchto měření.

## 2.6 Mechanika měkkých tkání

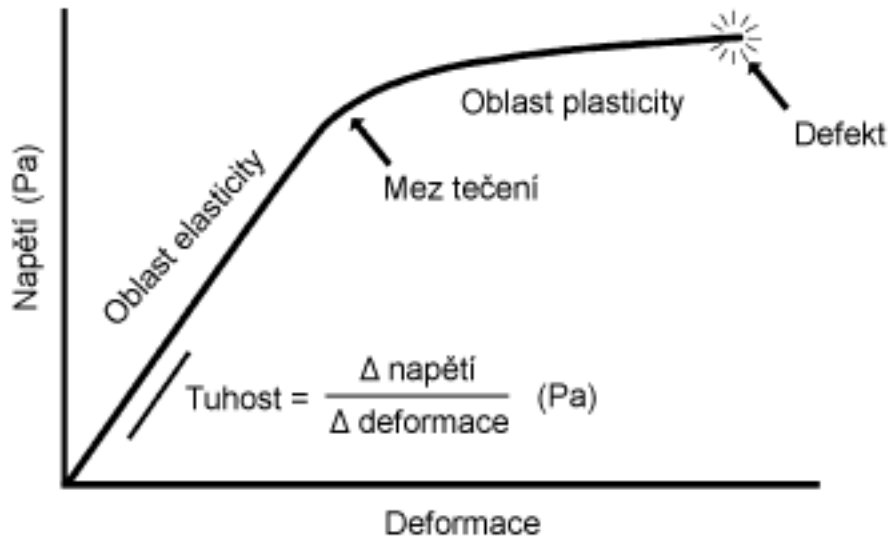
Biologické měkké tkáně jsou nelineární, anizotropní, vláknité směsice. Tyto tkáně můžeme rozdělit podle způsobu zatěžování: chrupavka je obecně namáhána v tlaku, šlachy a vazy jsou namáhány tahem a svalstvo aktivně tah generuje. Silově deformační charakteristika tkání charakterizuje základní mechanické vlastnosti a z jejich časové závislosti pak jejich základní reologické vlastnosti: viskozitu, plasticitu, hmotnost a elasticitu.

Viskoelasticita je vlastnost materiálů, které jeví jak viskosní, tak elastické charakteristické rysy při působení deformační síly. Viskosní materiály vzdorují napětí ve smyku a tahu lineárně s časem, kdy jsou vystaveny tlaku. Elastické materiály se napnou v okamžiku, kdy jsou nataženy, a právě tak rychle se navrací do původního stavu, když přestane síla působit. Viskoelastický materiál má obě tyto vlastnosti a jako takový mění napětí v závislosti na čase. Viskoelasticita je výsledek rozptylu atomů nebo molekul v amorfním materiálu. Biologické tkáně tedy považujeme za viskoelastické materiály.

Viskoelastický materiál se vyznačuje následujícími vlastnostmi:

Hysterezi. Hysterezi rozumíme skutečnost, že změny u daného fyzikálního jevu jsou vratné, neboli závislost momentálního fyzikálního stavu na stavech předchozích. Jinými slovy - nemůžeme předpokládat hodnotu výstupu, aniž bychom znali historii vstupů.

Obr. 2.3 Graf závislosti napětí na deformaci (KNUDSON, Duane. *Fundamentals of biomechanics*. [s.l.] : Springer Science, 2007)



Creepem (tečením). Tečením rozumíme pomalou plastickou deformaci, která probíhá za působení sil pod mezí skluzu daného materiálu. K deformaci nedojde bezprostředně po začátku působení sil, ale po jejich dlouhodobému vystavování.

Relaxací napětí. Relaxací napětí rozumíme jev, kdy je látka trvale deformována a s časem v ní dochází k poklesu napětí.

## 2.6.2 Neaktivní sval

Sval je extrémní komplexní reologickou soustavou . Jeho vlastnosti se rovněž liší s typem. Samotné základní komponenty, jako jsou aktin, myosin, komplex aktinmyosinu, vykazují různorodé vlastnosti zřetelně závislé na stupni koncentrace celkového biochemického pozadí. Měření dynamického modulu pro široké pásmo frekvencí ukazuje, že sval je vysoce nelineární viskoelastický materiál.

### Elastické vlastnosti

Poznatky o statických elastických vlastnostech svalu se týkají zejména elasticity ve směru vláken svalu. Mechanická reakce na protažení závisí na čase; po

každé délkové změně nastupuje následné elastické působení, jež může přetrvávat hodiny a oddalovat rovnovážný stav. Měření modulu pružnosti přinesla velmi rozdílné výsledky, mající proto spíše jen orientační význam. Značná rozdílnost modulu pružnosti je asi způsobena růzností rozsahu délek svalu.

Elasticita svalu není dokonalá. Po protažení a uvolnění má sval větší rovnovážnou délku. Ireverzibilní prodloužení je největší při prvním protažení. Hysterezní průběh cyklu mizí po několika desítkách protažení a uvolnění.

### Plastické vlastnosti

Plastické vlastnosti kosterního svalu se projevují velmi složitě. Projevy plasticity závisí na velikosti zatížení, rychlosti a stupni protažení, na předchozím počtu protažení, dále na tom, zda mezi protaženími byl sval kontrahován, apod. Kontrahovaný sval, opačně, zůstane po ochabnutí oproti své původní délce zkrácen. Zkrácení se zvětšuje do jisté hranice opakovanými kontrakcemi. Lze tudíž odlišit plastické zkrácení a prodloužení. Elastické a plastické deformace jsou na sobě nezávislé a odlišitelné.

### Pevnost v tahu

Pevnost v tahu neaktivního živého svalu je závislá na pevnosti konstrukčních a podpůrných struktur a jak ukázala měření, zejména na pevnosti vnitřních struktur svalového vlákna.

## 2.7 Bioelektrická impedanční analýza

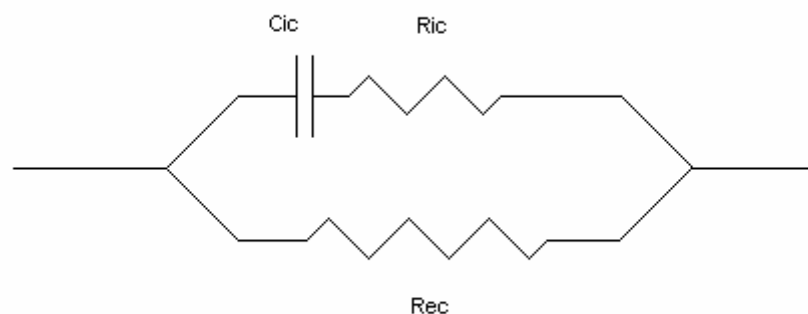
Jedná se o neinvazivní metodu, která využívá vodivosti tělesných tekutin dané zejména přítomností elektrolytů. Je založena na průchodu střídavého proudu nízké intenzity biologickými strukturami. Její princip spočívá v tom, že hmota bez tuku obsahující vysoký podíl vody a elektrolytů dobře vede proud, zatímco tuková tkáň se chová jako izolátor. Lze zanedbat příspěvek kostí, které jsou nevodivé.

Snímání se uskutečňuje čtyřmi elektrodami. Dvě slouží k aplikaci slabého elektrického proudu o různých frekvencích a zbylými dvěma se snímá napěťový úbytek. Základním výstupem této metody je impedance části lidského těla mezi elektrodami. Impedance je dána nejen jeho délkou (délkou vodiče), ale také složením tkání, kterými prochází měřící proud, a především hydratací měkkých

tkání. Vyšší hydratace zvyšuje množství elektrolytů, umožňuje lepší vedení proudu a tudíž snížení odporu. Větší množství tukové tkáně zvyšuje permeabilitu buněčných membrán a tím se zvyšuje kapacitní složka impedance.

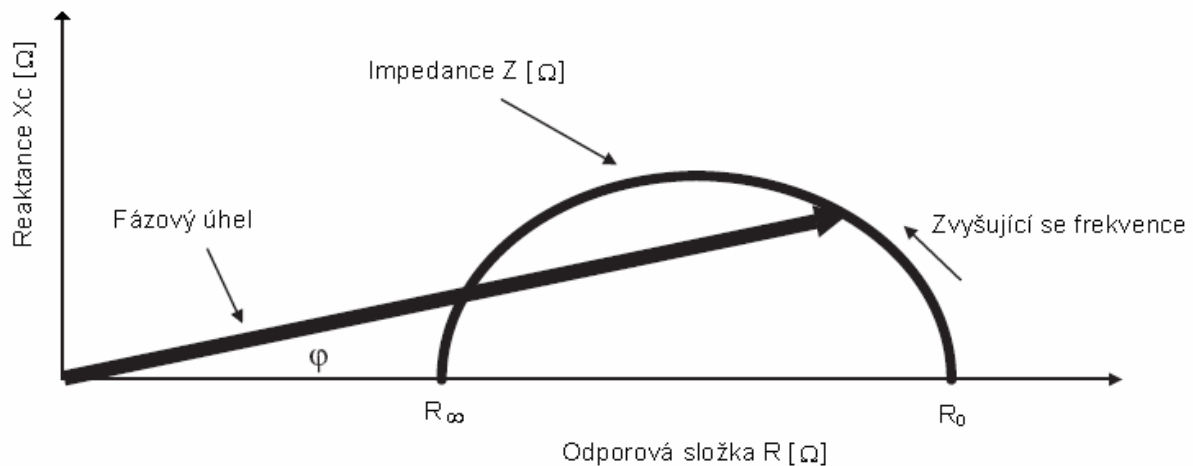
Proud o nízké frekvenci prochází pouze extracelulární tekutinou (ECF), kterou je možné charakterizovat hodnotu  $R_{ec}$ . Vyšší frekvence dokáží projít i buněčnou membránou, tedy i intracelulární tekutinou (ICF), charakterizovanou ve změřené impedanci hodnotou  $C_{ic}$ . Intracelulární tekutinu lze charakterizovat hodnotou odporu  $R_{ic}$ . Dostaneme jednoduchý náhradní obvod, charakterizující impedanční vlastnosti živé tkáně.

Obr. 2.4 Náhradní schéma pro lidský organismus (KYLE, Ursula G., et al. Bioelectrical impedance analysis - part 1: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* [online]. 2004, no. 23, s. 1226-1243)



Při znalosti rozměrů části těla mezi elektrodami můžeme z hodnot  $R_{ec}$ ,  $R_{ic}$  a  $C_{ic}$  spočítat hodnotu intra a extracelulárního objemu a obsah tuku části těla. Hodnota impedance je komplexní číslo skládající se z reálné odporové složky  $R$  a imaginární reaktanční složky  $X_c$ . Průběh impedance živé tkáně v komplexní rovině v závislosti na frekvenci je znázorněn na obrázku.

Obr 2.5 Průběh impedance živé tkáně v komplexní rovině v závislosti na měřicí frekvenci (KYLE, Ursula G., et al. Bioelectrical impedance analysis - part 1: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* [online]. 2004, no. 23, s. 1226-1243)



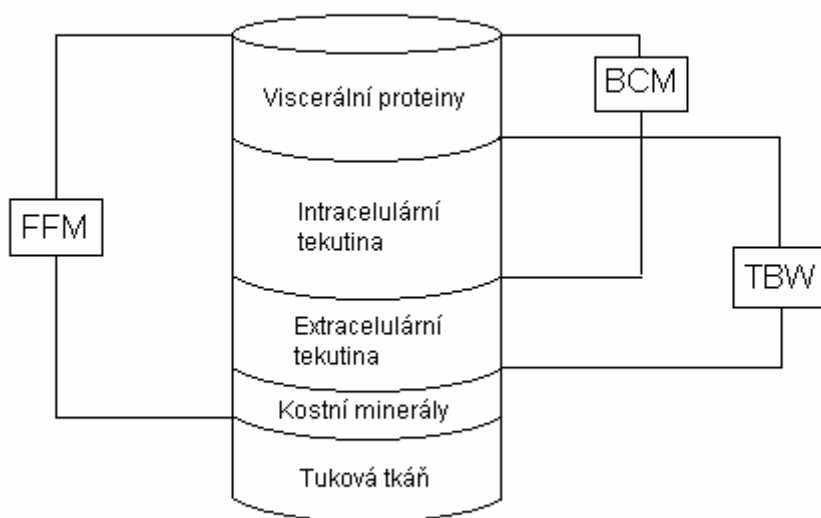
Reálná odporová složka impedance je dána především množstvím a složením tělesných tekutin. Imaginární složka je dána kapacitou mezitkáňových rozhraní, buněčných membrán a organel. Tuto složku způsobuje chování těchto tkání v elektrickém poli, které lze přirovnat ke kondenzátoru. Poměrem těchto dvou složek je dán tzv. fázový úhel, který definuje i fázový posun vzniklý při průchodu proudů o vysoké frekvenci kondenzátorem.

Měření lze provádět monofrekvenčně nebo multifrekvenčně a to buď segmentově nebo celotělově. Monofrekvenční impedometrie se provádí nejčastěji při 50 kHz, při které je nejlepší odstup signálu od šumu a minimální chyba daná variabilitou cesty průchodem proudem. Při multifrekvenční impedometrii se naopak provádí více měření při různých frekvencích [6]. Tím lze lépe definovat chování jednotlivých tělesných kompartmentů z hlediska proudu procházejícího elektrickým obvodem, protože kapacitní složka impedance je frekvenčně závislá. Například buněčné membrány se pro nízkofrekvenční proud chovají jako nevodíče a tudíž se nízkofrekvenční proud šíří především extracelulárním prostorem.

Impedanční analýzy se mimo jiné využívá ke stanovení těchto parametrů: FFM (fat free mass) - naznačuje, kolik procent těla je tvořeno tukuprostou tkání, BCM (body cell mass) - je v podstatě procentuální zastoupení metabolicky aktivní tkáně a

intracelulární tekutiny; snížené hodnoty celotělového BCM poukazují na špatný klinický stav subjektu.

Obr. 2.6 Schematický diagram tukuprosté hmoty (FFM), celkové tělesné vody (TBW) a BCM





## 3 Praktická část

Třetí kapitola bude pojednávat o výsledcích měření na experimentálním modelu paže. V další části popíšeme metody získání a zpracování dat, charakteristiky skupin vyšetřovaných subjektů a v jejím závěru se vyhodnotí získaná data.

### 3.1 Experimentální model paže

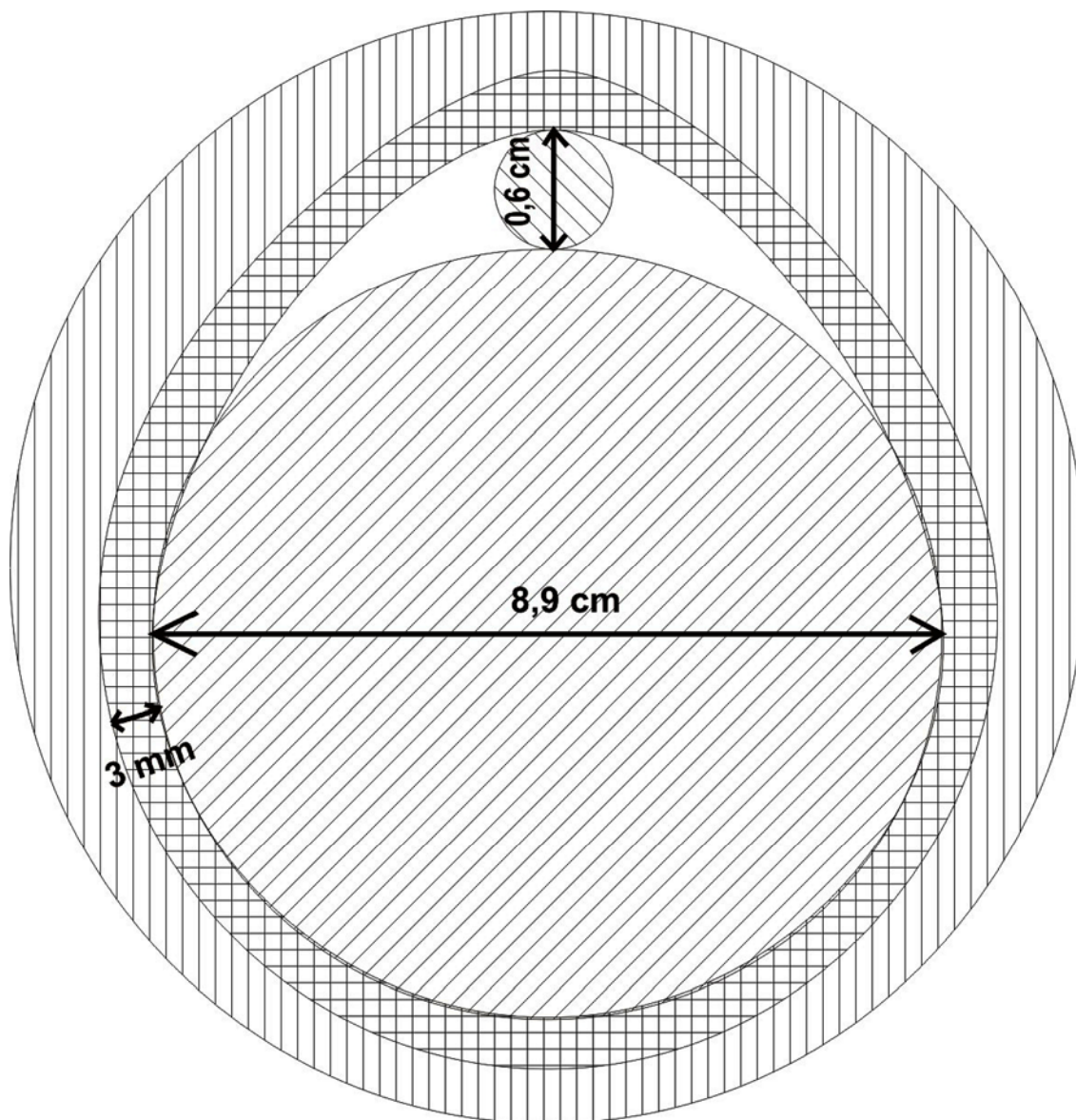
Dříve než jsme provedli sérii měření na skupině lidí, sestavili jsme experimentální model paže. Na tom jsme se pokusili dokázat, zda je naše domněnka, tj. ovlivnění výsledků nepřímého měření krevního tlaku morfologickou strukturou paže, správná. Předpokládali jsme, že se vzrůstajícím objemem svalové tkáně v paži stoupá naměřená hodnota krevního tlaku. Při konstruování modelu jsme se snažili struktuře paže v rámci možností přiblížit.





#### 3.1.1 Metodika

Měření se provádělo aneroidním tonometrem Minimus III firmy Riester s manžetou 16x22x30 cm. Jako model cévy sloužila infuzní souprava pro Infusomat firmy B. Braun s PVC hadičkou se silikonovým segmentem, vrstvu tkáně nahradil pás pěnového izolačního materiálu a jako pevná část modelu sloužilo kulaté skleněné těžítko o obvodu 28 cm.

Láhev s infuzním roztokem jsme upevnili na stojan a napojili infuzní soupravu. Silikonový segment se nacházel 88 cm pod bodcem soupravy. Silikonový segment jsme přiložili na stěnu těžitka a obtočili manžetou. Postupně jsme v ní zvyšovali tlak a sledovali, kdy přestane z lahve kapat infuzní roztok. Před druhým měřením jsme odstříhli pás izolačního materiálu o délce 28 cm, šířce 9 cm a síle 3 mm. Postup byl stejný jako při prvním pokusu, jen jsme těžítko obtočili jednou vrstvou izolačního materiálu tak, abychom nestlačili trubičku. Nasadili jsme manžetu a zvyšovali tlak, dokud nepřestal kapat infuzní roztok. Třetí pokus probíhal stejně, jen s tím rozdílem, že jsme těžítko obtočili dvěma vrstvami izolačního materiálu.

Obr 3.1 Řez modelem paže



-  - těžítko
-  - izolační materiál
-  - manžeta
-  - hadička infuzního setu

### 3.1.2 Výsledky měření

Pro každý případ jsme provedli dvě měření. V prvním případě, kdy byla manžeta přiložena přímo na trubičku a tlak se tedy přenášel přímo, přestala infuze

kapat při 145, resp. 160 mmHg. Po obalení těžítka jednou vrstvou izolačního materiálu přestala infuze kapat, když byl v manžetě tlak 250, resp. 260 mmHg. Ve třetím případě, kdy tlak působil přes dvě vrstvy izolačního materiálu, nepřestala infuze kapat ani při dosažení maxima stupnice na tonometru, tj. 300 mmHg.

## **3.2 Série měření na skupinách lidí**

Jednotlivá měření jsme prováděli na FTVS UK a ve VFN - Interním oddělení Strahov.

### **3.2.1 Vyšetřované skupiny lidí**

První skupinu tvořilo 18 žen a 30 mužů. Vybírali jsme náhodně ze sportovců, kteří přišli na pravidelnou lékařskou prohlídku. Do souboru nebyli zařazeni ti, jejichž zdravotní stav by mohl ovlivnit výsledky měření krevního tlaku. Nejmladšímu jedinci bylo 14 let, nejstaršímu 49 let. Všichni jedinci byli aktivní sportovci.

První část druhé skupiny tvořilo 10 mužů. Podmínkou pro výběr subjektů do této skupiny bylo nadprůměrně vyvinuté svalstvo na paži. V našem případě byl vodítkem obvod paže. Všichni jedinci v této skupině byli opět aktivní sportovci. Snažili jsme se do výběru zařadit jedince, u kterých byl podíl tukové tkáně v paži minimální. Do výběru nebyli zařazeni ti, jejichž zdravotní stav by mohl ovlivnit výsledky měření krevního tlaku. Nejmladšímu jedinci bylo 15 let a nejstaršímu 34 let.

Druhou část druhé skupiny tvořili 3 muži a 7 žen. Podmínkou pro výběr subjektů bylo málo vyvinuté svalstvo na paži, tedy malý obvod. Až na jednu výjimku se jedinci v této skupině aktivně žádnému sportu nevěnovali. Jako u předchozích dvou skupin jsme zařadili pouze ty, jejichž zdravotní stav žádným způsobem neovlivňoval výsledky měření krevního tlaku. Nejmladšímu jedinci bylo 23 let, nejstaršímu 29 let.

### 3.2.2 Měřicí technika

K měření kožní řasy jsme použili kaliper. K měření krevního tlaku jsme použili rtuťový tonometr a tonometr 705 IT firmy Omron. Měření krevního tlaku probíhala v souladu s obecně známými doporučeními. Ke zvážení subjektů jsme použili osobní váhu BC - 545 firmy Tanita. Impedometrické vyšetření segmentu paže jsme provedli přístrojem Hydra 4200 firmy Xitron Technologies. Přístroj vyhodnocuje reálnou a imaginární složku impedance na libovolné nastavené frekvenci v pásmu 5 kHz až 1 MHz. Dodávané programové vybavení umožňuje při propojení vlastního analyzátoru s počítačem měření automatizovat, počítat parametry náhradního elektrického obvodu a pro typizované uspořádání elektrod počítat velikost objemů extracelulární a intracelulární tekutiny.

### 3.2.3 Metodika měření

Kaliperem jsme měřili tloušťku kožní řasy nad bicipsem a nad tricipsem dominantní horní končetiny. Měření proběhlo vestoje, horní končetina byla volně spuštěna podél těla.

Pomocí rtuťového tonometru jsme provedli první sérii měření krevního tlaku. Subjekt seděl, horní končetina, na které probíhalo měření, byla opřena o stůl, relaxovaná, v supinaci, manžeta se nacházela na úrovni střední části sternu. Provedli jsme jedno měření na obou horních končetinách. Druhá série byla provedena oscilometrickou metodou za stejných podmínek jako při měření rtuťovým tonometrem.

Obvody paže jsme měřili v těchto místech: přes spodní část bicepsu, přes horní část bicepsu a při zatnutém svalu přes největší obvod. Měření obvodů paže probíhala vestoje, v prvních dvou případech byla dominantní horní končetina byla volně spuštěna podél těla, při měření přes zatnutý biceps bylo v ramenním a loketním kloubu 90° a biceps byl maximálně kontrahován.

Druhá a třetí skupina lidí byla navíc podrobena impedometrickému vyšetření na přístroji Hydra 4200 firmy Xitron Technologies, v režimu multifrekvenčním, segmentovém. Segment (v našem případě paže), nahrazuje válec idealizovaného homogenního vodiče.

### Segmentová impedometrie - metodika provedení

- informovat každý subjekt o průběhu vyšetření
- ujistit se, zda subjekt bezprostředně před měřením nevykonával namáhavou práci nebo necvičil
- zajistit subjekt v poloze na zádech, horní končetiny v supinaci, přibližně 15° od těla
- zajistit, aby subjekt setrval v této poloze po dobu 5 minut před měřením a po dobu měření
- provést měření na odhalené dominantní horní končetině
- změřit obvod paže v místech, kde budou umístěny elektrody pro snímání úbytku proudu
- změřit délku vyšetřovaného segmentu - v našem případě jsme zvolili délku celé paže, tj. od acromionu po vnější epikondyl dominantní horní končetiny
- samolepící elektrody pro aplikaci proudu umístit 2,5 cm distálně od loketní jamky, resp. 5 cm proximálně od rýhy mezi m. deltoideus a m. biceps brachii
- elektrody pro snímání úbytku napětí umístit 2,5 cm proximálně od loketní jamky, resp. do rýhy mezi m. deltoideus a m. biceps brachii
- vzdálenost mezi elektrodami by neměla být větší než 5 cm
- zajistit, aby kabely zařízení nebyly stočené, aby se nedotýkaly pacienta, kovových předmětů, země nebo zařízení pod vysokým napětím
- zadat číslo měření, oba dva obvody a délku segmentu do přístroje

## 3.3 Výsledky

Výsledky, které jsme získali měřením obvodů paže, jsme použili pro výpočet přibližné hodnoty objemu paže. Pro naše potřeby nebylo nutné počítat objem pomocí soustavy jednotlivých válců, resp. komolých kuželů a proto jsme si model zjednodušili tak, že jsme objem počítali pomocí vzorce pro výpočet objemu komolého kužele.

Hodnoty impedance byly změřeny pomocí segmentové multifrekvenční impedanční analýzy přístrojem Hydra 4200 na 25 logaritmicky rozmístěných frekvencích v pásmu 5 kHz až 1 MHz. Impedometrickým měřením byly získány

hodnoty ECF (extracellular fluid) a ICF (intracellular fluid) v litrech, dále hodnoty všech veličin náhradního elektrického obvodu měkké tkáně,  $R_{ic}$ ,  $R_{ec}$ ,  $C_{ic}$ , absolutní délka impedančního vektoru a fázový úhel (úhel mezi reálnou složkou  $R$  a imaginární  $X_c$  obě v  $\Omega$ ). K výpočtu výše uvedených hodnot bylo použito programového vybavení dodávaného s přístrojem.

Součtem hodnot ECF a ICF získáme hodnotu TBF (total body fluid) v litrech. Hodnotu FFM získáme pomocí vztahu

$$FFM = (d_{ECF}V_{ECF}) + (d_{ICF}V_{ICF}), \quad (7)$$

kde  $d_{ECF}$  (1,106) je střední hustota extracelulární tekutiny,  $d_{ICF}$  (1,521) je střední hustota intracelulární tekutiny,  $V_{ECF}$  je objem extracelulární tekutiny a  $V_{ICF}$  je objem intracelulární tekutiny. Hodnota FFM se dá přibližně vypočítat také pomocí vztahu

$$FFM = TBF/0,738, \quad (7)$$

kde se vychází ze předpokladu, že přibližně 6,8% z celkové FFM tvoří kostní hmota, 73,8% tekutina a 19% proteiny.

Morfologickou strukturu paže by nejspíše lépe reflektoval parametr BCM, nicméně určité studie dokazují, že za určitých podmínek lze BCM odvodit přímo z FFM. Pro potřeby našeho výzkumu budeme tudíž pracovat s parametrem FFM.

### 3.3.1 Závislost krevního tlaku na objemu paže

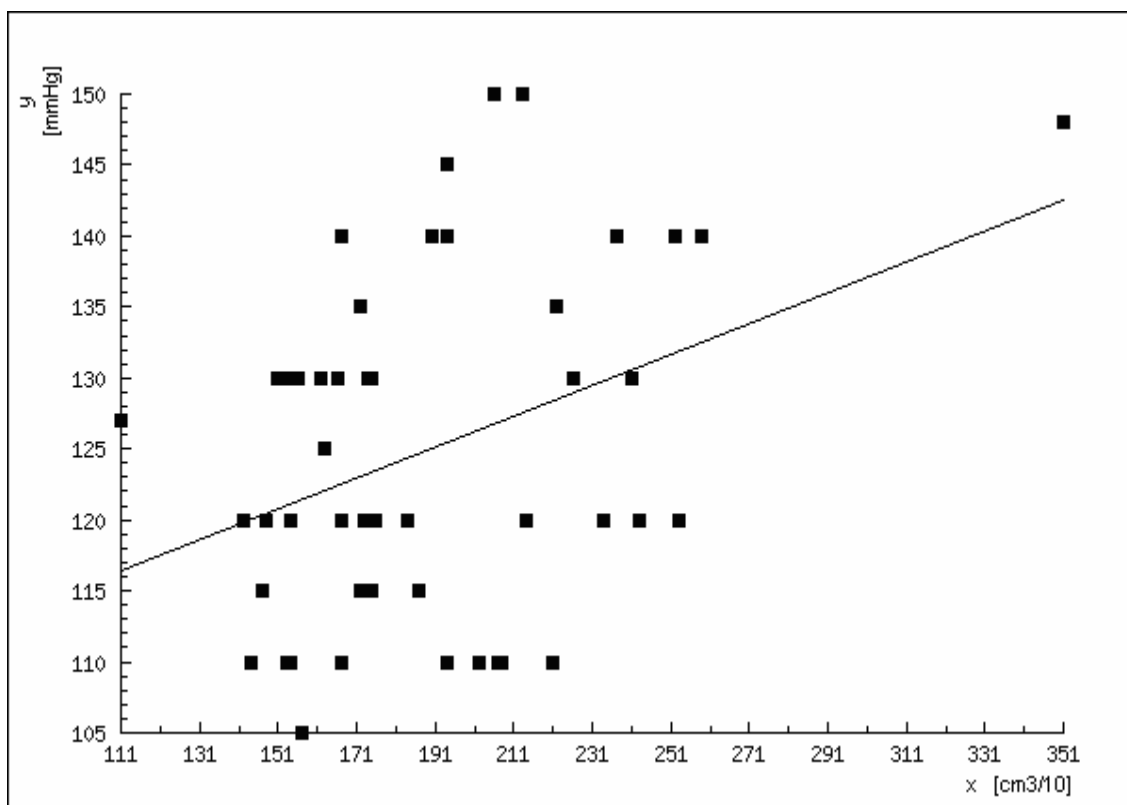
Pomocí volně dostupného statistického softwaru jsme zkoumali vztah výsledků měření krevního tlaku oběma metodami na obou pažích s hodnotami objemů paží bez ohledu na pohlaví. Použili jsme metodu lineární regrese a korelace. Výstupem byla funkce se dvěma parametry, která měla následující tvar:

$$y = \alpha + \beta x,$$

kde  $\alpha$  je absolutní člen (průsečík s osou  $y$ ) a  $\beta$  je směrnici regresní přímky. Základní otázkou regresní analýzy je, zda se regresní koeficient  $\beta$  průkazně liší od nuly, zda existuje statistická závislost mezi proměnnými  $x$  a  $y$ . Vzhledem k tomu, že většina subjektů měla dominantní pravou ruku, uvedeme zde vztahy mezi objemy a hodnotami tlaků pro pravou končetinu. Pro jednotlivé případy jsme dospěli k těmto výsledkům:

#### Auskultační metoda - systolický tlak

Graf 3.1 Závislost naměřených hodnot systolického tlaku auskultačně na objemu paže



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 104 + 0,109x$$

Směrnice regresní přímky je v tomto případě 0,109. Značí, o kolik se změní hodnota  $y$  (naměřená hodnota krevního tlaku) při změně  $x$  o jednotku. Protože je směrnice kladná, znamená to, že většímu objemu paže odpovídá v průměru vyšší hodnota naměřeného systolického krevního tlaku.

Koeficient determinace je:

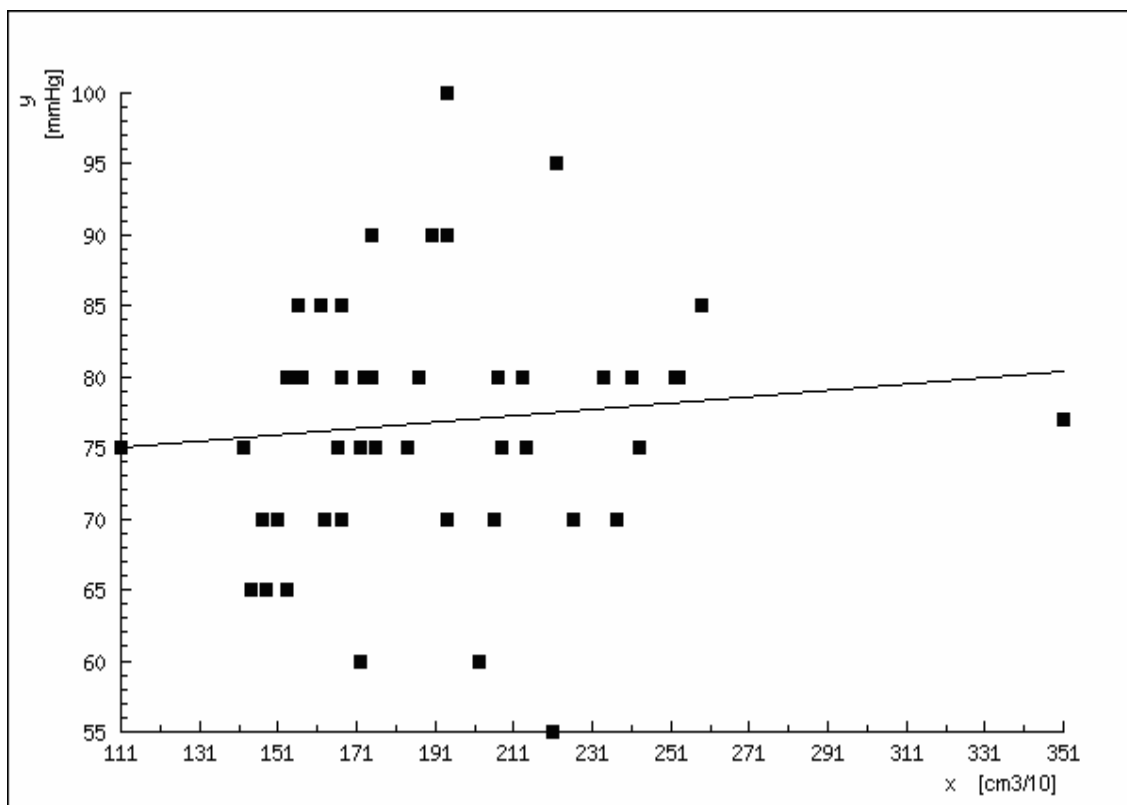
$$R^2 = 13,9\%$$

Tento údaj udává, že 13,9% variability hodnot údajů v daném souboru lze vysvětlit zvoleným regresním modelem.

Hladinu významnosti jsme zvolili  $\alpha = 0,05$ , a protože je p hodnota testu (0,009) menší než hladina významnosti, můžeme zamítnout hypotézu, že směrnice regresní přímky bude nulová. Znamená to, že y závisí na x, tedy hodnota naměřeného systolického tlaku na objemu paže.

Auskultační metoda - diastolický tlak

Graf 3.2 Závislost naměřených hodnot diastolického tlaku auskultačně na objemu paže



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 72,6 + 0,0223x$$



Směrnice regresní přímky je v tomto případě 0,0223. Směrnice se jen nepatrně liší od nuly, což znamená, že se zvyšujícím se objemem paže se hodnota naměřeného diastolického tlaku v průměru mění jen velice nepatrně.

Koeficient determinace je:

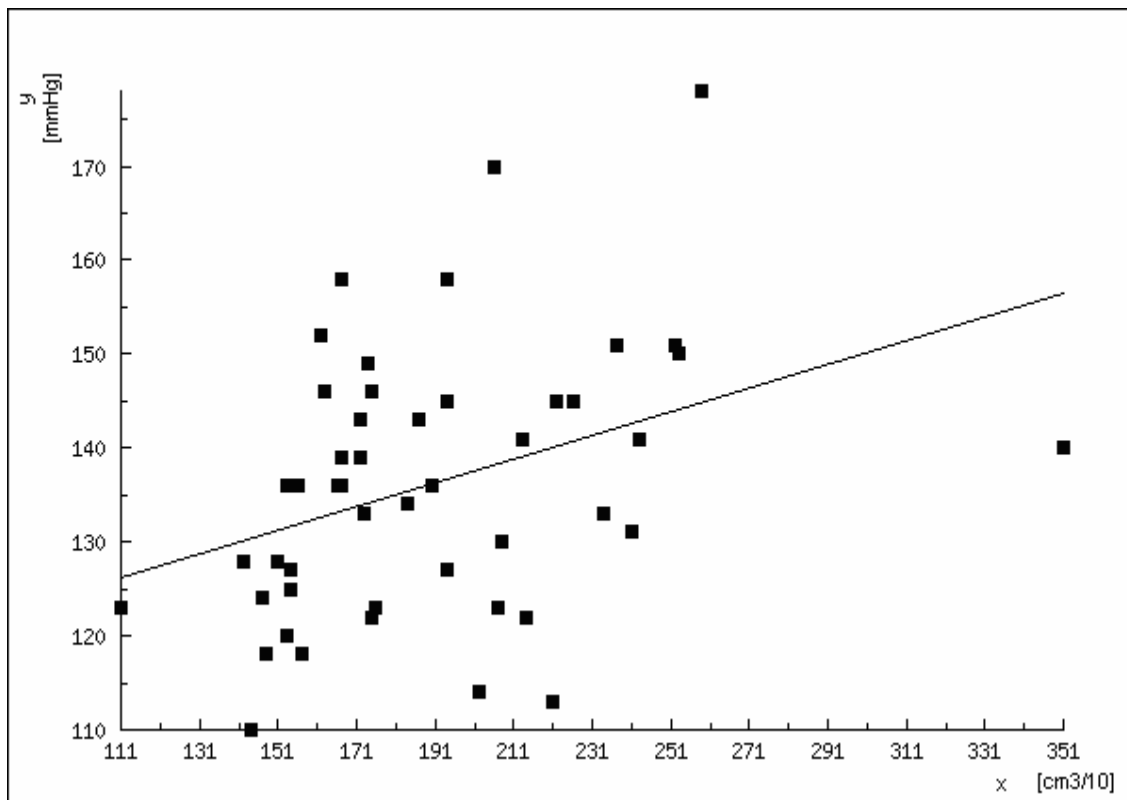
$$R^2 = 1,1\%$$

To znamená, že 1,1% variability hodnot údajů v daném souboru lze vysvětlit zvoleným regresním modelem.

P hodnota testu je 0,474 a je vyšší než hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ . Nemůžeme proto zamítnout hypotézu, že směrnice regresní přímky bude nulová. Nedá se tedy dokázat, že hodnota naměřeného diastolického tlaku závisí na velikosti objemu paže.

Oscilometrická metoda - systolický tlak

Graf 3.3 Závislost naměřených hodnot systolického tlaku oscilometricky na objemu paže



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 112 + 0,126x$$

Směrnice regresní přímky je v tomto případě 0,126. Směrnice je kladná, což znamená, že většímu objemu paže odpovídá v průměru vyšší hodnota naměřeného systolického krevního tlaku.

Koeficient determinace je:

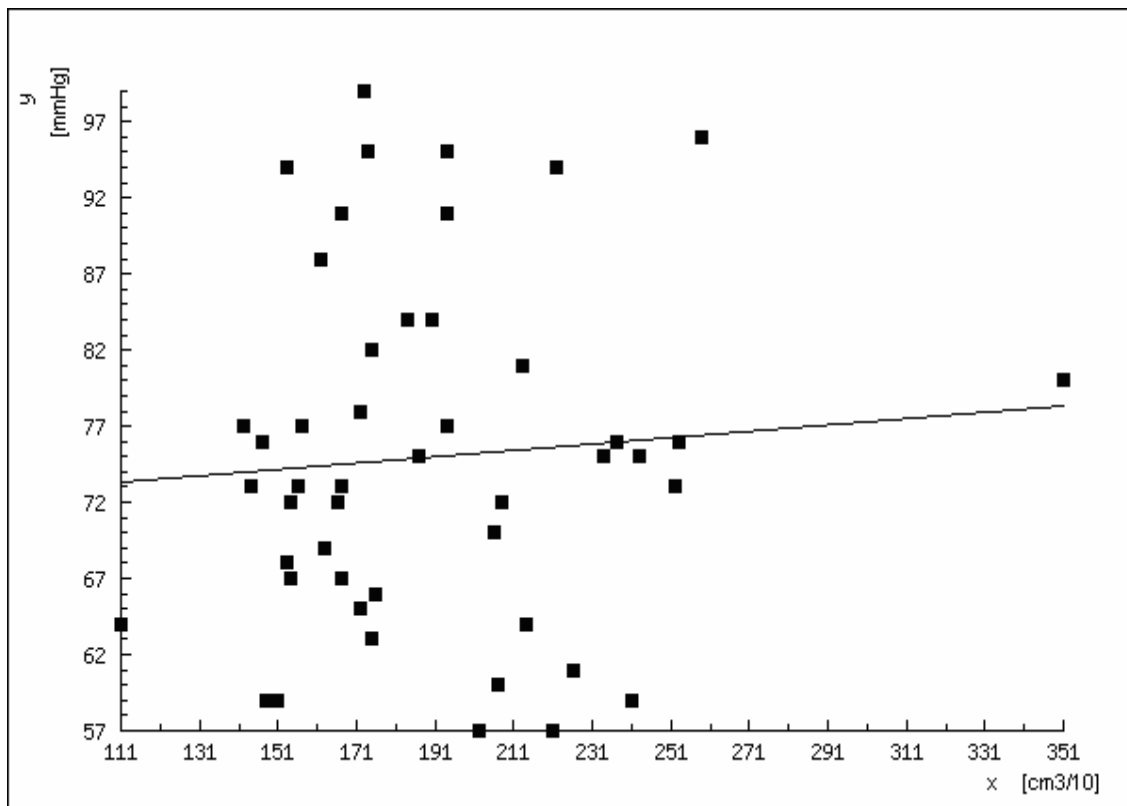
$$R^2 = 13,4\%$$

V daném souboru lze 13,4% variability hodnot údajů vysvětlit zvoleným regresním modelem.

P hodnota testu je v tomto případě 0,01. Je nižší než hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ . Můžeme zamítnout hypotézu, že směrnice regresní přímky bude nulová. Vyplývá z toho, že s vyšší hodnotou objemu paže stoupá také hodnota naměřeného krevního tlaku.

## Oscilometrická metoda - diastolický tlak

Graf 3.4 Závislost naměřených hodnot diastolického tlaku oscilometricky na objemu paže



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 70,9 + 0,0214x$$

Směrnice regresní přímky je 0,0214. Liší je jen velmi málo od nuly, z čehož můžeme usoudit, že se vzrůstajícím objemem paže se naměřená hodnota diastolického tlaku v podstatě nemění.

Koeficient determinace je:

$$R^2 = 0,6\%$$

V daném souboru lze 0,6% variability hodnot údajů vysvětlit zvoleným regresním modelem.

P hodnota testu je 0,599 a je vyšší než zvolená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ . Nemůžeme zamítnout hypotézu, že směrnice regresní přímky bude rovna

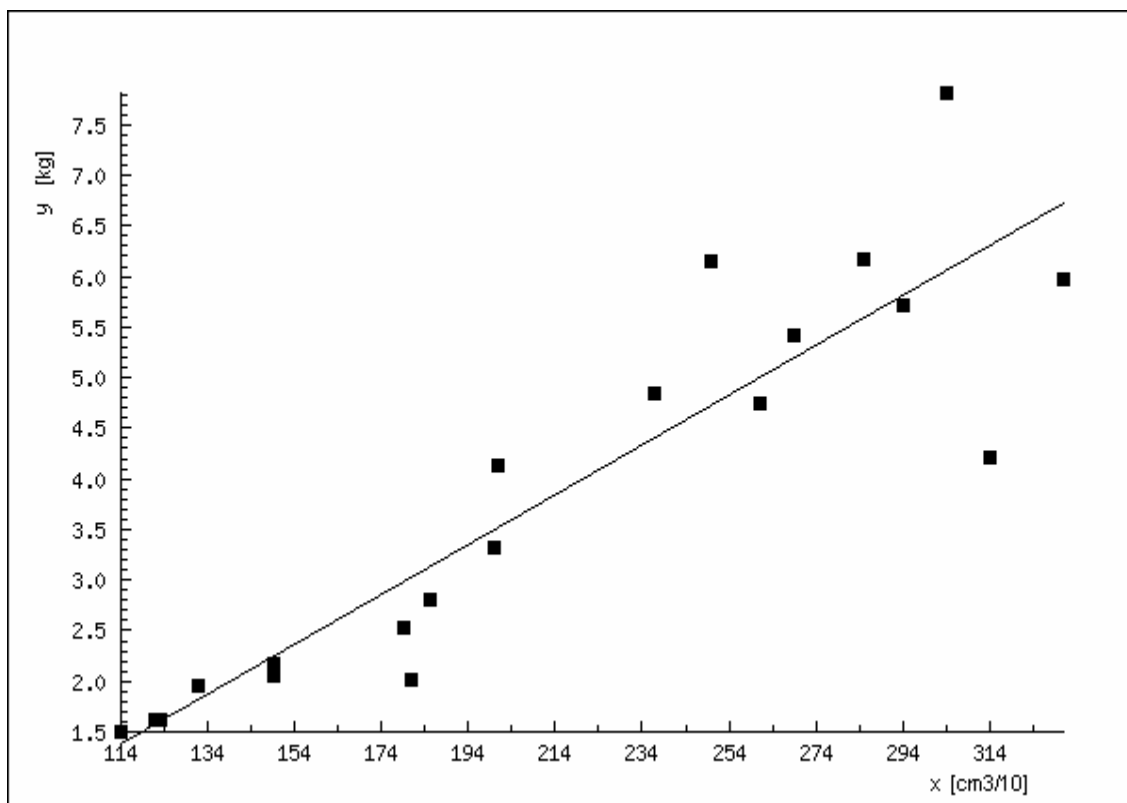
nule. Stejně jako u hodnot diastolického tlaku měřeného auskultační metodou nemůžeme dokázat, že naměřená hodnota diastolického tlaku závisí na velikosti objemu paže.

### 3.3.2 Závislost velikosti krevního tlaku na hodnotě FFM

Zkoumali jsme vztah výsledků měření krevního tlaku oběma metodami na obou pažích s hodnotami FFM bez ohledu na pohlaví. Použili jsme opět metodu lineární regrese a korelace. Zmiňujeme zde pouze vztahy mezi hodnotami FFM a hodnotami tlaků pro pravou končetinu. Pro zajímavost zde uvedeme také vztah mezi hodnotami FFM a objemy paží.

FFM - objem paže

Graf 3.5 Závislost FFM na objemu paže



Rovnice regresní přímky je:

$$y = -1,44 + 0,027x$$

Směrnice regresní přímky je 0,027. Neliší se příliš od nuly, ale v tomto případě je nutné si uvědomit, že je to důsledek výběru jednotek na osách. Pokud by na ose y nebyly údaje v kilogramech, ale v gramech, měla by směrnice hodnotu přibližně 24. Fakt, že spolu FFM a objem paže úzce souvisí ještě podtrhuje P hodnota testu, která je menší než 0,0001.

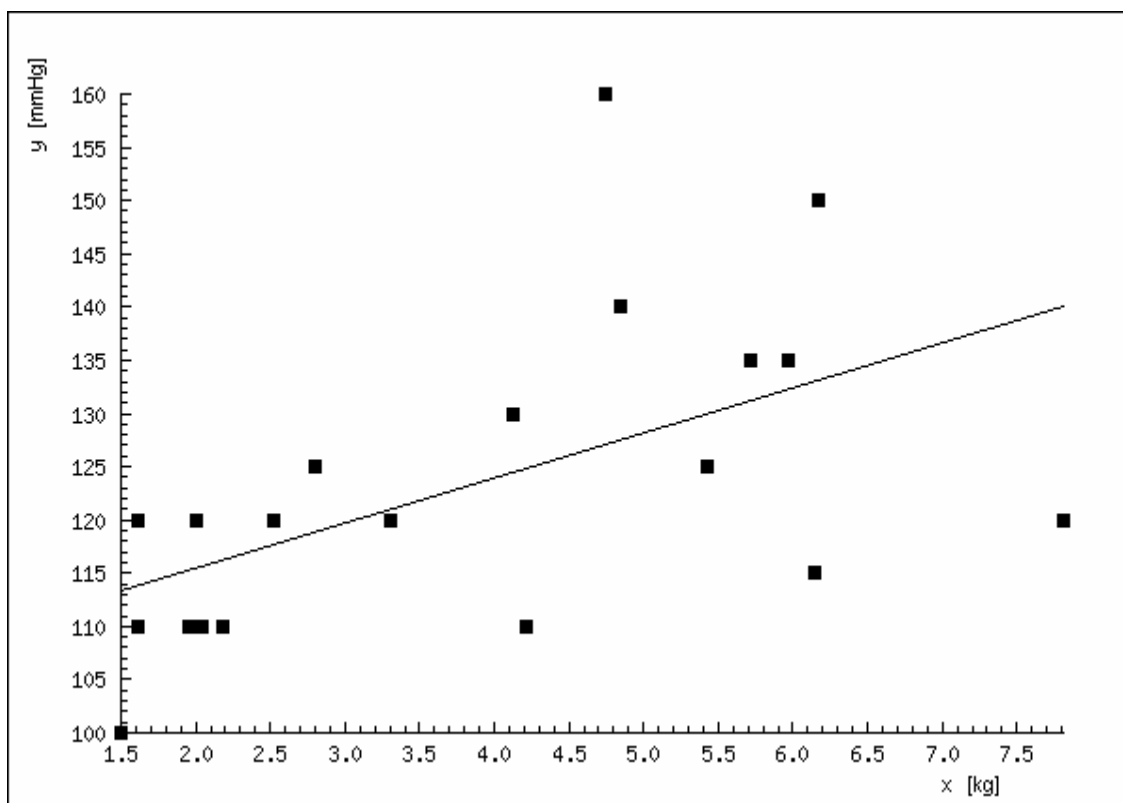
Koeficient determinace je:

$$R^2 = 82,4\%$$

Zvoleným regresním modelem lze tedy vysvětlit 82,4% variability hodnot údajů.

Auskultační metoda - systolický tlak

Graf 3.6 Závislost naměřených hodnot systolického tlaku auskultačně na hodnotě FFM



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 107 + 4,24x$$

Směrnice regresní přímky je 4,24. Z toho v tomto případě vyplývá, že zvýší-li se FFM o jednu jednotku, zvýší se v průměru hodnota naměřeného systolického krevního tlaku o 4,24 mmHg.

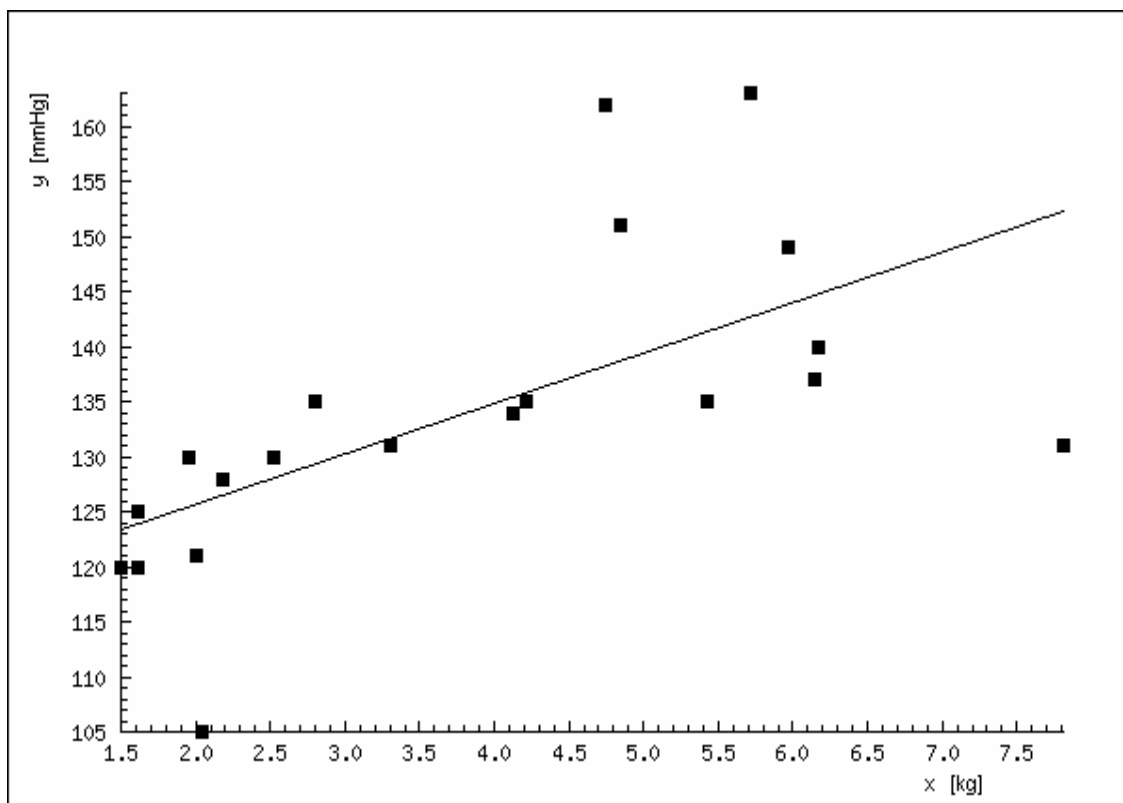
Koeficient determinace je:

$$R^2 = 30,1\%$$

Zvoleným regresním modelem lze vysvětlit 30,1% variability hodnot údajů. P hodnota testu je 0,012. Je nižší než zvolená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ . Můžeme zamítnout hypotézu, že regresní přímka bude rovna nule. Hodnota systolického tlaku měřeného auskultační metodou závisí na hodnotě FFM.

Oscilometrická metoda - systolický tlak

Graf 3.7 Závislost naměřených hodnot systolického tlaku oscilometricky na hodnotě FFM



Rovnice regresní přímky je:

$$y = 117 + 4,58x$$

Směrnice regresní přímky je 4,58. Zvýší-li se v tomto případě hodnota FFM o jednu jednotku, zvýší se v průměru hodnota naměřeného systolického tlaku o 4,58 mmHg.

Koeficient determinace je:

$$R^2 = 39,4\%$$

Zvoleným regresním modelem lze vysvětlit téměř 40% variability hodnot údajů.

P hodnota testu je 0,003. Je nižší než zvolená hladina významnosti  $\alpha = 0,05$ . Opět můžeme zamítnout hypotézu, že regresní přímka bude rovna nule. Hodnota systolického tlaku měřeného oscilometrickou metodou závisí na hodnotě FFM.

V případě zkoumání vztahu mezi hodnotami diastolického tlaku měřeného oběma metodami a hodnotami FFM se nepodařilo prokázat jejich vzájemnou závislost.

## 4 Diskuze

Naše studie byla postavena na myšlence, že morfologická struktura paže ovlivňuje výsledky měření krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou.

Měření na modelu paže, které studii předcházelo, ukázalo, že by domněnka mohla být správná. Tlak, který byl potřeba na úplné uzavření silikonové hadičky infuzního setu se zvyšoval s mocností izolačního materiálu, kterým byla hadička omotána. Výsledky jsou ovšem pouze orientační, protože byl model značně zjednodušený. Nesnažili jsme se o to, aby se materiál, který k pokusu použijeme, svými vlastnostmi blížil svalu, kosti či tukové tkáni. Bohužel nebylo vytvoření modelu, který by odrážel reálné uspořádání a vlastnosti tkání v paži, v našich podmínkách možné. Snažili jsme se na modelu simulovat srdeční činnost pomocí infuzní pumpy vybavené systémem rotační peristaltiky, ale konstrukce řečiště, na kterém bychom byli schopni měření provést, se nepodařila.

Studie, kterou jsme provedli na skupinách o 48, resp. 20 subjektech, potvrdila domněnku, že morfologická struktura paže ovlivňuje výsledky měření krevního tlaku.

Výsledky měření krevního tlaku jsme v první skupině náhodně vybraných subjektů porovnávali s hodnotami objemů paže. Objem paže jsem pro usnadnění počítali pomocí vzorce pro výpočet objemu rotačního komolého kužele. Výsledky jsou pouze orientační, neboť jsme jako výšku kužele nebrali vzdálenost obvodů, ale vzdálenost acromionu od vnějšího epikondyly. Všechny výsledky jsou tudíž zatíženy jistou systematickou chybou. Zkoumáním závislosti naměřených hodnot krevního tlaku na velikosti objemů paže se potvrdila naše hypotéza. Větší objem paže má za následek signifikantní zvýšení naměřeného systolického krevního tlaku. V případě auskultační metody je to v průměru o 0,01 mmHg na 1 cm<sup>3</sup>. Rozdíl největší a nejnižší hodnoty byl v tomto případě přibližně 2300 cm<sup>3</sup>. K podobnému výsledku jsme dospěli v případě měření systolického tlaku oscilometrickou metodou. Závislost výsledků měření diastolického tlaku oběma metodami na velikosti objemu paže se nám nepodařilo prokázat.

V druhé skupině, do které byli cíleně zařazeni jedinci, kteří se výrazně lišili velikostí objemu paže, jsme se nejprve snažili dokázat, že výpočet objemu paže úzce souvisí s hodnotou FFM (fat free mass). Hodnotu FFM jsme získali pomocí



údajů naměřených pomocí přístroje Hydra 4200 na segmentu paže. Jako délku segmentu jsme zvolili vzdálenost acromionu a vnějšího epikondylu paže. Měření bylo tedy zatíženo určitou systematickou chybou. Objem paže a hodnota FFM spolu skutečně úzce souvisí. S objemem paže stoupá signifikantně také hodnota FFM. Zvýší-li se objem paže o 1 cm<sup>3</sup>, zvýší se v průměru hodnota FFM o 2,5 g. Zkoumáním závislosti naměřených hodnot krevního tlaku na hodnotách FFM se jednoznačně potvrdila hypotéza, že se vzrůstajícím podílem FFM v paži stoupá naměřená hodnota systolického krevního tlaku. V případě auskultační metody stoupne hodnota naměřeného systolického krevního tlaku v průměru o 4,24 mmHg na kilogram FFM. V případě oscilometrické metody stoupne hodnota naměřeného systolického krevního tlaku v průměru o 4,58 mmHg. Pro naměřené hodnoty diastolického krevního tlaku se nám závislost na hodnotě FFM nepodařilo dokázat.

Vztahy v první části studie byly vytvořeny na skupině 48 jedinců. Všechny subjekty by se daly označit za aktivní sportovce. Věkový průměr skupiny byl 19 let. Kritérium pro zařazení do studie bylo, že subjekt nesmí užívat léky, které by mohly ovlivňovat hodnotu krevního tlaku.

Vztahy v druhé části studie byly vytvořeny na skupině 20 jedinců. Cíleně jsme vybrali 10 jedinců s minimálně vyvinutým svalstvem na paži a 10 jedinců s nadměrně vyvinutým svalstvem. Kritérium pro zařazení do studie bylo stejné jako v první části, tj. subjekt nesmí užívat léky, které by mohly ovlivňovat hodnotu krevního tlaku. Věkový průměr byl o něco vyšší než u první skupiny.

Pokud by byly vztahy vytvořeny na větším počtu subjektů, dal by s větší přesností určit vztah mezi hodnotami krevního tlaku a objemy paže, resp. hodnotami FFM. Snažili jsme se pro druhou část studie najít jedince, kteří se rekreačně věnují kulturistice, aby mohl být rozdíl v hodnotách FFM ještě markantnější, ale to se nám nepodařilo. Osoby, které jsme zařadili do skupiny subjektů s nadměrně vyvinutým svalstvem, byly tedy z velké části jedinci s lehce nadprůměrně vyvinutým svalstvem na paži.

## 5 Závěr

Cílem práce bylo ověřit pomocí modelu paže možný vztah mezi naměřenými hodnotami krevního tlaku a morfologickou strukturou paže, poté na subjektech rozdělených do dvou skupin naměřit hodnoty systolického a diastolického tlaku auskultační a oscilometrickou metodou, obvody a délku paže a impedanční parametry pažního segmentu a pokusit se určit, do jaké míry jsou výsledky měření krevního tlaku ovlivněné morfologickou strukturou paže. Zadání práce jsme splnili. Na základě naměřených hodnot ve skupině o 48, resp. 20 subjektech, se nám pomocí metody lineární regrese podařilo určit míru závislosti naměřených hodnot systolického a diastolického krevního tlaku na velikosti objemu paže, resp. na hodnotě FFM.

Z provedené statistické analýzy závislostí vyplývá skutečnost, že zatímco závislost naměřených hodnot diastolického tlaku oběma metodami na objemu paže, resp. na hodnotě FFM (p hodnota směrnice  $\beta$  výrazně vyšší než zvolená hladina významnosti), se nám prokázat nepodařilo, tak naměřené hodnoty systolické tlaku oběma metodami na objemu paže, resp. na hodnotě FFM (p hodnota směrnice  $\beta$  nižší než zvolená hladina významnosti), závisí.

Limitujícím faktorem studie byl nízký počet subjektů ve skupinách. Pokud bychom závislosti vyšetřovali z většího počtu dat, byly by výsledky přesnější. Nízký koeficient determinace, který vyšel v případě zkoumání vztahu mezi hodnotami systolického tlaku a objemy paže v první skupině, naznačuje, že regresní přímka v tomto případě neaproximovala hodnotu krevního tlaku zcela dobře.

Pokud by se skutečnost, že je naměřená hodnota systolického krevního tlaku ovlivněna velikostí objemu paže, resp. velikostí hodnoty FFM, podařila prokázat na sofistikovanějším modelu a na skupině o větším počtu subjektů, znamenalo by to, že dosavadní metody nejsou dostačující a bylo by potřeba morfologickou strukturu paže při měření krevního tlaku určitým způsobem zohlednit. Studie provedená na dostatečném počtu jedinců podobného typu by za jistých okolností mohla umožnit stanovení koeficientu, který by umožňoval přesnější stanovení hodnoty krevního tlaku.

## 6 Seznam použité literatury

1. SKOŘEPA, Michal. *Porovnání neinvazivních metod měření tlaku krve*. [s.l.], 2007. 55 s. Diplomová práce.
2. HERYNEK, J. *Software pro vyhodnocení oscilometrických pulsací krevního tlaku*. Praha : Elektrotechnická fakulta ČVUT , 2007.
3. *Science & Engineering Encyclopaedia* [online]. 2001-2008. Dostupný z WWW: <<http://www.diracdelta.co.uk/science/source/r/e/reynolds%20number/source.html>>.
4. KLABUNDE, Richard E.. *Cardiovascular Physiology Concepts* [online]. 1999-2008. Dostupný z WWW: <<http://www.cvphysiology.com/Blood%20Pressure/BP006.htm>>.
5. FABIÁN, V. *Text k odborné rozpravě*. Praha : ČVUT, 2006.
6. VESELKOVÁ, Alena. *Využití impedometrie ke stanovení funkce ledvin*. [s.l.], 2006. 43 s. Bakalářská práce.
7. Manuál k přístroji Hydra 4200
8. FORAN, T. G., et al. Pseudo-hypertension and arterial stiffness: a review. *Physiological measurement* [online]. 2004, no. 25, s. 21-33.
9. PICKERING, T. G., et al. Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals. *Hypertension* [online]. 2005, no. 45, s. 142-161.
10. CRISTALLI, Cristina, URSINO, Mauro. Influence of arm soft tissue on non-invasive blood pressure measurements: An experimental and mathematical study. *Measurement* [online]. 1995, no. 14, s. 229-240.
11. KYLE, Ursula G., et al. Bioelectrical impedance analysis - part 1: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* [online]. 2004, no. 23, s. 1226-1243.
12. SANDER, Antoinette P., et al. Upper-Extremity Volume Measurements in Women With Lymphedema: A Comparison of Measurements Obtained Via Water Displacement With Geometrically Determined Volume. *Physical Therapy* [online]. 2002, no. 12, s. 1201-1212.

13. DE LORENZO, A., et al. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *Journal of Applied Physiology* [online]. 1997, no. 5, s. 1542-1558.
14. BARTOK, Cynthia, SCHOELLER, Dale A. Estimation of segmental muscle volume by bioelectrical impedance spectroscopy. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2004, no. 96, s. 161-166.
15. KNUDSON, Duane. *Fundamentals of biomechanics*. [s.l.] : Springer Science, 2007. 319 s.
16. SCOTT BLAIR, G. W. *An introduction to biorheology*. [s.l.] : Elsevier, 1974. 215 s.
17. VALENTA, Josef, et al. *Biomechanika*. Praha : Academia, 1985. 539 s.
18. OTÁHAL, Stanislav, et al. *Patobiomechanika a Patokinesiologie* [online]. 1999. Dostupný z WWW: <<http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/index.php>>.
19. WESSA, P.. *Free Statistics and Forecasting Software* [online]. 2002-2008. Dostupný z WWW: <<http://wessa.net/>>.

# 7 Přílohy

Tabulka 1 - Výsledky měření na 1. skupině (parametry paže)

Iniciály	Pohlaví	ObvodSpodBI [cm]	ObvodHorBI [cm]	ObvodMax [cm]	DélkaPaže [cm]
lk	m	27	30	32	32
jd	m	28	30	31	32
ts	m	26	28	29	28
lz	m	28	32	35	31
pm	m	27	30	31	30
ap	f	25	28	28	31
zk	f	27	31	32	29
jh	m	25	28,5	30	35,5
lv	m	29	34	36	32
zd	f	25	28	29	28
kd	f	24	26	27	29
lš	f	28,5	31,5	31	29
nv	f	27	29	31	28
ak	m	25	27,5	30	30,5
mt	m	28	30	31	36
br	f	24	27	29	29,5
jv	m	29	32	33	32
ms	f	27	29	29	30
ib	f	24	26	29	35
od	m	25	27	28	32
mz	m	24	25	28	31
tj	m	27	31	33	33
kh	f	23	26	28	32
pk	m	30	32	34	33
td	m	27	30	33	33
pk	f	26	27	27,5	33
pl	f	23	27	29	33,5
vs	m	26	30	33	33
ts	m	29	32	36,5	35
lj	m	27	30	33	30
kf	f	26	30	30	28
oš	f	22	26	27,5	31
op	m	28	31	33,5	35
jg	m	25	27	30	31
lš	f	24	27	29	34
mb	m	25	28	31,5	34
jk	m	27,5	30	33	35,5

Iničiály	Pohlaví	ObvodSpodBl [cm]	ObvodHorBl [cm]	ObvodMax [cm]	DélkaPaže [cm]
vr	m	25	27	31	29
vm	m	22	25	27,5	35
fk	m	25	26	28	32
mn	m	23	25	28,5	32
kš	f	25	27	28	28
DČ	m	34	38	45	34
iš	f	24	26	27	31
tč	m	25	27	30	32
pj	m	24	25	27	34
jk	f	20,5	22	22	31
lf	m	27	30	33	35

Tabulka 2 - Výsledky měření na 1. skupině (vybrané měření TK)

Iničiály	Sy PK ausk [mmHg]	Di PK ausk [mmHg]	Sy LK ausk [mmHg]	Di LK ausk [mmHg]	Sy PK oscil [mmHg]	Di PK oscil [mmHg]	Sy LK oscil [mmHg]	Di LK oscil [mmHg]
lk	110	80	100	70	123	60	125	66
jd	120	75	115	70	122	64	126	71
ts	125	70	120	80	146	69	132	74
lz	135	95	130	100	145	94	140	100
pm	145	100	140	100	158	95	175	99
ap	120	80	120	85	133	99	129	79
zk	110	70	110	65	127	77	122	71
jh	110	60	105	60	114	57	135	79
lv	120	80	125	75	150	76	117	76
zd	105	80	110	70	118	77	117	83
kd	110	65	105	70	110	73	121	79
lš	110	75	105	80	130	72	113	70
nv	115	80	120	80	122	63	116	62
ak	120	80	110	70	139	73	136	80
mt	130	80	120	75	131	59	115	64
br	110	65	110	65	120	68	118	64
ju	140	70	155	70	151	76	151	69
ms	115	80	120	80	143	75	137	68
ib	130	80	120	80	149	95	140	83
od	135	60	130	55	139	65	131	61
mz	120	65	115	70	118	59	125	65
tj	110	55	110	60	113	57	136	64
kh	130	80	130	80	136	94	145	89
pk	140	80	130	85	151	73	149	82

Iniciály	Sy PK ausk [mmHg]	Di PK ausk [mmHg]	Sy LK ausk [mmHg]	Di LK ausk [mmHg]	Sy PK oscil [mmHg]	Di PK oscil [mmHg]	Sy LK oscil [mmHg]	Di LK oscil [mmHg]
td	150	80	140	80	141	81	134	71
pk	120	75	125	80	134	84	129	84
pl	110	70	105	70	136	67	131	74
vs	150	70	155	70	170	70	174	72
ts	140	85	140	85	178	96	157	81
lj	140	90	135	90	145	91	138	84
kf	130	90	140	85	146	82	144	84
oš	120	75	120	85	128	77	132	82
op	120	75	115	80	141	75	136	79
jg	140	85	145	80	158	91	155	78
lš	120	75	115	70	123	66	124	76
mb	140	90	140	95	136	84	142	78
jk	120	80	115	80	133	75	130	78
vr	130	85	120	85	136	73	124	69
vm	110	80	115	80	125	67	133	78
fk	130	75	120	70	136	72	133	66
mn	115	70	120	70	124	76	126	67
kš	130	70	120	75	128	59	131	72
DČ	148	77	130	80	140	80	145	75
iš	120	80	120	80	127	72	127	92
tč	115	75	120	75	143	78	136	76
pj	130	85	140	80	152	88	144	87
jk	127	75	125	80	123	64	124	78
lf	130	70	135	75	145	61	125	72

Tabulka 3 - Výsledky měření na 2. skupině (TK a parametry paže)

Iniciály	Pohlaví	Sy PK ausk [mmHg]	Di PK ausk [mmHg]	Sy PK oscil [mmHg]	Di PK oscil [mmHg]	Obvod SpodBI [cm]	ObvodHor BI [cm]	Délka Paže [cm]
jk	f	100	65	120	70	20	23	31
mp	f	110	75	130	80	22	25	30
rs	m	120	85	130	85	24	26	36
vh	m	125	75	135	80	25	28	33
ij	f	110	65	120	77	21	25	29
av	f	120	90	125	94	21	23	32
db	f	120	85	121	84	26	29	30

Iničiály	Pohlaví	Sy PK ausk [mmHg]	Di PK ausk [mmHg]	Sy PK oscil [mmHg]	Di PK oscil [mmHg]	Obvod SpodBI [cm]	ObvodHor BI [cm]	Délka Paže [cm]
ms	f	110	80	105	72	24	26	30
jk	m	120	85	131	71	27	29	32
kd	f	110	85	128	86	24	26	30
mk	m	135	80	149	79	31	36	37
vh	m	130	95	134	86	27	31	30
sb	m	110	80	135	87	31	38	33
mc	m	120	90	131	88	30	36	35
rp	m	150	85	140	64	31	33	35
jv	m	140	70	151	76	29	32	32
tv	m	160	90	162	87	31	32	33
jt	m	135	90	163	88	30	34	36
mš	m	125	60	135	65	29	34	34
jm	m	115	70	137	72	28	31	36

Tabulka 4 - Výsledky měření na 2. skupině (hodnoty FFM a objemy extracelulární a intracelulární tekutiny)

Iničiály	Vecw [l]	Vicw [l]	FFM [kg]	FFM [g]
jk	0,55	0,59	1,50569	1505,69
mp	0,59	0,86	1,9606	1960,6
rs	0,82	1,07	2,53439	2534,39
vh	0,82	1,25	2,80817	2808,17
ij	0,57	0,65	1,61907	1619,07
av	0,54	0,67	1,61631	1616,31
db	0,64	0,86	2,0159	2015,9
ms	0,55	0,95	2,05325	2053,25
jk	1,06	1,41	3,31697	3316,97
kd	0,75	0,89	2,18319	2183,19
mk	1,36	2,94	5,9759	5975,9
vh	1,01	1,98	4,12864	4128,64
sb	1,22	1,89	4,22401	4224,01
mc	1,65	3,94	7,81764	7817,64
rp	1,32	3,1	6,17502	6175,02
jv	1,16	2,35	4,85731	4857,31
tv	1,25	2,21	4,74391	4743,91
jt	1,45	2,71	5,72561	5725,61
mš	1,25	2,66	5,42836	5428,36
jm	1,26	3,13	6,15429	6154,29



