

Měření krevního tlaku a morfologická struktura paže

MUDr. Petr Šrámek, CSc.¹, Mgr. Jakub Kreuter²

¹Ústav preventivního a sportovního lékařství, Praha, Česká republika

²Pharmaceutical Research Associates CZ, s. r. o., Praha, Česká republika

Významné rozdíly hodnot měření krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou u sportujících a nesportujících 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. Model paže sestával ze skleněného těžítka, infuzního setu a izolačního materiálu. Tlak jsme měřili aneroidním tonometrem. 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. Provedli jsme studie na třech skupinách subjektů: první čítala 10 jedinců s nadměrně vyvinutým pažním svalstvem, druhá 10 jedinců, kteří naopak měli svalstvo málo vyvinuté. Ve třetí skupině byli náhodně vybraní zdraví sportovci, kteří se účastnili pravidelné sportovní prohlídky (n=48). U první a druhé skupiny jsme zkoumali závislost naměřených hodnot krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou na hodnotě FFM (fat free mass, tukuprostá hmota) paže. Třetí skupina reprezentovala závislost naměřených hodnot krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou na objemu 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.

Blood pressure measurement and morphologic arm structure

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. We investigated possible influence of morphological structure of an arm on the accuracy of indirect blood pressure measurement using an artificial model. We experimented with an artificial model of arm, consisted of glass paper-weight, infusion set and insulating material. Measurements were performed by an aneroid tonometer. 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. We performed the studies on three groups of subjects – the first group was composed of 10 subjects with hypertrophic arm muscles and second of 10 subjects with normotrophic arm muscles. In the third group, there were randomly chosen healthy sportsmen, that took part in the regular sports check-up (n = 48 subjects). In the first and 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. The third group presented the influence of the arm volume on the results of auscultatory and oscillometric blood pressure measurements. We proved that the systolic blood pressure measurements depend on the volume of an arm and on the FFM value. Diastolic blood pressure measurement is independent on the arm volume and FFM value respectively. The values of the systolic blood pressure measurement increase with the increased volume of an arm and with increased FFM value.

Key words: indirect blood pressure measurement, arm soft tissue, pseudohypertension.

Via pract., 2012, 9(3): xx-xx

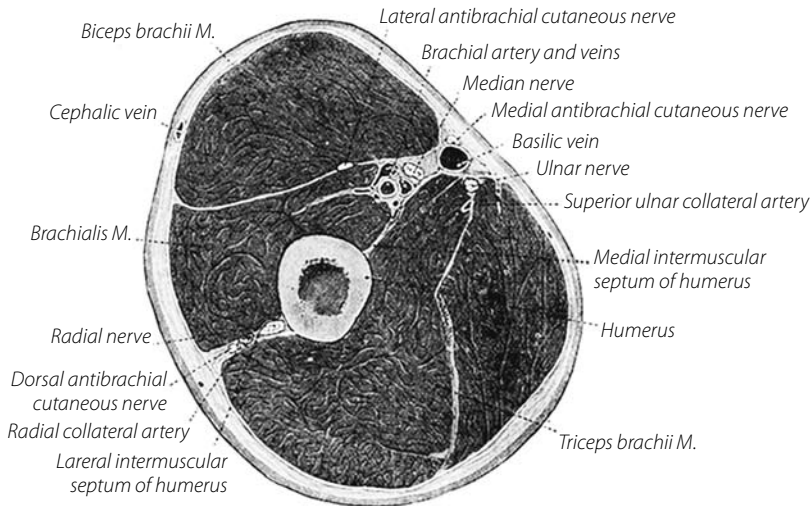
Úvod

Auskultační metodu měření krevního tlaku (TK) zavedl již před více než 100 lety Korotkov. Vedle měření tepové frekvence patří zjišťování vitálních funkcí stále ještě k pilířům současné medicíny. S pokračujícím zpřesňováním optimálních hodnot TK pro různé populace je relativně málo pozornosti věnováno tomu, jakým způsobem a u koho se TK měří. V běžné klinické praxi měříme TK na paži, tj. v periferní tepně muskulatorního typu. Tento tlak se často liší od TK v centrálním řečišti, jež tvoří tepny elastického typu. Lze předpokládat, že centrální TK je významnější pro vznik kardiovaskulárních příhod, protože srdce je vystaveno právě tlaku v aortě

a ten je nejpřesnějším parametrem dotížení levé srdeční komory. Tlaková amplituda (pulzní tlak) a systolický TK se směrem od centrálního do periferního řečiště zvyšují. „Amplifikace“ TK je výrazná u mladých jedinců a s věkem se zmenšuje. Přibližně ve věku nad 65 let má většina osob TK v centrálním i periferním řečišti podobný (1).

U mladých jedinců je centrální TK nižší nežli periferní ze dvou příčin. První představuje pružnost stěny centrálních tepen. Stěna obsahuje elastin ve větší míře než tuhý kolagen a jen minimum hladké svaloviny. Při vypuzení krve během systoly se stěna aorty roztahuje, uplatňuje se nárazníková funkce a vzestup systolického TK v centrálním řečišti není tak výrazný jako u staršího jedince, kde

pružníková funkce selhává. Druhým důvodem je výskyt odražené tlakové vlny. Primární tlaková vlna vznikající při kontrakci levé komory se na periférii odráží a šíří tepenným řečištěm zpět k srdci. Místa odrazů jsou všechna větvení tepenného řečiště (dochází tedy k mnohotným odrazům), přičemž za hlavní místa odrazu jsou pokládána větvení drobných tepen na arterioly. Odražená pulzová vlna spadá u mladých jedinců do pozdní systoly, kdy by už neměla navyšovat systolický TK v periferním ani v centrálním řečišti. Přes tento předpoklad se u mladistvých sportovců pravidelně setkáváme s nadnormativním systolickým TK a velkým tlakovým rozpětím mezi systolou a diastolou, zejména při oscilometrickém měření.

Obrázek 1. Schematický řez paží (Wikipedia 2007)**Obrázek 2.** Zjednodušený model paže pro simulaci změn vlastností měkkých tkání při stlačování cévy**Tabulka 1.** Charakteristika vyšetřovaných. Hodnoty systolického (TKs) a diastolického tlaku krve (TKd v mmHg), měřeno auskultační (TKausk) a oscilometrickou metodou (TKoscilo)

N = 48	Váha kg	Výška cm	Věk roky	TKs ausk PHK	TKd ausk PHK	TKs ausk LHK	TKd ausk LHK	TKs oscilo PHK	TKd oscilo PHK	TKs oscil LHK	TKd oscilo LHK
Průměr	69	176	19	125	76	123	77	136	74	134	76
SM.OD.	10	8	6	12	8	13	9	14	10	13	9
Medián	68	175	18	120	77	120	80	136	73	132	76
Min	49	162	14	105	55	100	55	110	57	113	61
Max	103	190	49	150	100	155	100	178	96	175	100

„Pseudo-systolická hypertenze“ je přičítána rigiditě brachiální tepny u starších osob (2). Nález pseudo-systolické hypertenze u mladistvých sportovců nás vedla k úvaze o vlastnostech tkáně, která stlačuje a zároveň obaluje brachiální tepnu, na níž se nejčastěji Korotkův fenomen hodnotí (obrázek 1).

V této práci se snažíme prokázat, že výsledek měření krevního tlaku auskultační a oscilometrickou metodou je ovlivněn rozdílnou anatomickou strukturou pažní tkáně. Morfologické vlastnosti měřeného segmentu paže jsme posuzovali originální metodou bioelektrické impedanční analýzy (BIA) (3).

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 strukturu paže v rámci možností přiblížit.

Metodika

Experimentální model paže

Měření se provádělo aneroidním tonometrem Minimus III firmy Riester s manžetou 16x22x30 cm. Jako model cévy sloužil Infuzní set B. Braun

Tabulka 2. Výsledky měření obvodů paže a TK: 1. a 2. skupina (Obvod dol – distální obvod paže v cm, Obvod hor – proximální obvod paže v cm)

Iniciály	Pohlaví	TKs ausk PHK	TKd ausk PHK	TKs oscilo PHK	TKd oscilo PHK	Obvod dol	Obvod hor	Délka Paže
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
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
ju	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

s trubičkou ze silikonu, vrstvu tkáně nahradil pás pěnového izolačního materiálu a jako pevná část modelu sloužilo skleněné těžítka o obvodu 28 cm. Láhev s infuzním roztokem jsme upevnili na stojan a napojili infuzní set. Silikonová část byla 88 cm pod bodcem setu. Trubičku jsme přiložili na stěnu těžítka, okolo těžítka nasadili manžetu, 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 těžítka 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 těžítka obtočili dvěma vrstvami izolačního materiálu (obrázek 2).

Tabulka 3. Výsledky měření obvodů paže a TK na 3. skupině (Obvod dol – distální obvod paže v cm, Obvod hor – proximální obvod paže v cm)

Iniciály	Pohlaví	Obvod dol	Obvod hor	Obvod Max	Délka Paže	TKs ausk PHK	Tkd ausk PHK	TKs os-cilo PHK	Tkd os-cilo PHK
lk	m	27	30	32	32	110	80	123	60
jd	m	28	30	31	32	120	75	122	64
ts	m	26	28	29	28	125	70	146	69
lz	m	28	32	35	31	135	95	145	94
pm	m	27	30	31	30	145	100	158	95
ap	f	25	28	28	31	120	80	133	99
zk	f	27	31	32	29	110	70	127	77
jh	m	25	28,5	30	35,5	110	60	114	57
lv	m	29	34	36	32	120	80	150	76
zd	f	25	28	29	28	105	80	118	77
kd	f	24	26	27	29	110	65	110	73
lš	f	28,5	31,5	31	29	110	75	130	72
nv	f	27	29	31	28	115	80	122	63
ak	m	25	27,5	30	30,5	120	80	139	73
mt	m	28	30	31	36	130	80	131	59
br	f	24	27	29	29,5	110	65	120	68
jv	m	29	32	33	32	140	70	151	76
ms	f	27	29	29	30	115	80	143	75
ib	f	24	26	29	35	130	80	149	95
od	m	25	27	28	32	135	60	139	65
mz	m	24	25	28	31	120	65	118	59
tj	m	27	31	33	33	110	55	113	57
kh	f	23	26	28	32	130	80	136	94
pk	m	30	32	34	33	140	80	151	73
td	m	27	30	33	33	150	80	141	81
pk	f	26	27	27,5	33	120	75	134	84
pl	f	23	27	29	33,5	110	70	136	67
vs	m	26	30	33	33	150	70	170	70
ts	m	29	32	36,5	35	140	85	178	96
lj	m	27	30	33	30	140	90	145	91
kf	f	26	30	30	28	130	90	146	82
oš	f	22	26	27,5	31	120	75	128	77
op	m	28	31	33,5	35	120	75	141	75
jg	m	25	27	30	31	140	85	158	91
lš	f	24	27	29	34	120	75	123	66
mb	m	25	28	31,5	34	140	90	136	84
jk	m	27,5	30	33	35,5	120	80	133	75
vr	m	25	27	31	29	130	85	136	73
vm	m	22	25	27,5	35	110	80	125	67
fk	m	25	26	28	32	130	75	136	72
mn	m	23	25	28,5	32	115	70	124	76
kš	f	25	27	28	28	130	70	128	59
DČ	m	34	38	45	34	148	77	140	80
iš	f	24	26	27	31	120	80	127	72
tč	m	25	27	30	32	115	75	143	78
pj	m	24	25	27	34	130	85	152	88
jk	f	20,5	22	22	31	127	75	123	64
lf	m	27	30	33	35	130	70	145	61

Zkoumané osoby

První skupinu jsme vybrali náhodně ze sportovců, kteří přišli na pravidelnou lékařskou prohlídku a tvořilo ji 10 mužů ve věku od 15 do 34 let s nadprůměrně vyvinutým pažním svalstvem a minimálním podílem tukové tkáně.

Druhou skupinu (23 až 29 let) tvořili 3 muži a 7 žen s málo vyvinutým svalstvem na paži a tedy i malým obvodem. Jednalo se o zdravé jedince bez jakékoli medikace. Na těchto pro-

bandech jsme prokazovali závislost objemu paže na jejím morfologickém složení.

Na další skupině zdravých osob (n=48) jsme prokazovali vztah objemu paže k hodnotám krevního tlaku (tabulka 1).

Antropometrická měření

Ke zvážení subjektů jsme použili osobní váhu BC – 545 firmy Tanita. Obvody paže jsme měřili v těchto místech: přes spodní část bicepsu, přes horní část bicepsu a při zatnu-

tém svalu přes největší obvod. Měření obvodů paže probíhalo vestoje, v prvních dvou případech byla dominantní horní končetina volně spuštěna podél těla, při měření přes zatnutý biceps bylo v ramenním a loketním kloubu 90° a biceps byl maximálně kontrahován. Výsledky, které jsme získali měřením obvodů paže, jsme použili pro výpočet přibližné hodnoty objemu paže.

Měření krevního tlaku

K měření krevního tlaku jsme použili anero- idní tonometr Minimus III firmy Riester, rtuťový tonometr firmy Moretti/Fazzini s manžetou 16x22x30 cm a tonometr 705 IT firmy Omron. Měření krevního tlaku probíhala v souladu s obecně známými doporučeními: 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 měření na obou horních končetinách. Druhá série byla provedena oscilometrickou metodou za stejných podmínek jako při měření rtuťovým tonometrem (4). Pořadí jsem neměnili, protože nám nešlo o porovnání výsledků auskultačního s oscilometrickým měřením, ale o jejich vztah k morfologické struktuře tkáně paže.

Bioimpedanční měření

Hodnoty impedance byly změřeny pomocí segmentové multifrekvenční impedanční analýzy přístrojem Hydra 4200 firmy Xitron Technologies na 25 logaritmičticky rozmístěných frekvencích v pásmu 5 kHz až 1 MHz. Impedimetrickým měřením byly získány hodnoty ECF (*extracellular fluid*) a ICF (*intracellular fluid*) v litrech, dále hodnoty všech veličin náhradního elektrického obvodu měkké tkáně, Ric, Rec, Cic, absolutní délka impedančního vektoru a fázový úhel (úhel mezi reálnou složkou R a imaginární Xc obě v Ω). 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 (*free fat mass* – tukuprostá hmota) získáme pomocí vztahu $FFM = (d_{ECF} \cdot V_{ECF}) + (d_{ICF} \cdot V_{ICF})$, 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. Segment (v našem případě paže) nahrazuje válec idealizovaného homogenního vodiče. Jako délku segmentu jsme zvolili vzdálenost acromionu a vnějšího epikondylu paže (5, 6, 7).

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 α je absolutní člen (průsečík s osou y) a β je směrnici regresní přímky. Hladinu významnosti jsme zvolili $\alpha = 0,05$ ($P < 0,05$). Koeficient determinace R^2 určuje variabilitu hodnot v rámci zvoleného regresního modelu.

Výsledky měření

Experimentální model

Pro každou situaci jsme provedli dvě měření. Pokud byla trubička stlačována jen manžetou, přestala infúze kapat při 145, resp. 160 mmHg. Po obalení těžítka jednou vrstvou izolačního materiálu přestala infúze kapat, když byl v manžetě tlak 250, resp. 260 mmHg. Ve třetím případě nepřestala infúze kapat ani při dosažení maxima stupnice na tonometru, tj. 300 mmHg. Výsledek potvrzuje domněnku, že struktura stlačované tkáně pod manžetou tonometru ovlivňuje výsledky měření tlaku krve (obrázek 2).

Závislost krevního tlaku na objemu paže

Při použití auskultační metody při měření systolického tlaku (TKs) jsme potvrdili, že hodnota naměřeného systolického tlaku závisí na objemu paže. Rovnice regresní přímky je:

$$y = 104 + 0,109 x, \text{ koeficient determinace:}$$

$R^2 = 13,9 \%$, $P = 0,009$. Obdobně tomu bylo i v případě oscilometrického měření TKs:

$$y = 112 + 0,126 x, R^2 = 13,4 \%, P = 0,01.$$

Při měření diastolického tlaku (TKd) auskultační i oscilometrickou metodou jsme zaznamenali nezávislost na velikosti objemu paže:

$$(y = 72,6 + 0,0223 x; R^2 = 1,1 \%; P = 0,474$$

$$\text{a } y = 70,9 + 0,0214 x; R^2 = 0,6 \%;$$

$P = 0,599$ resp.).

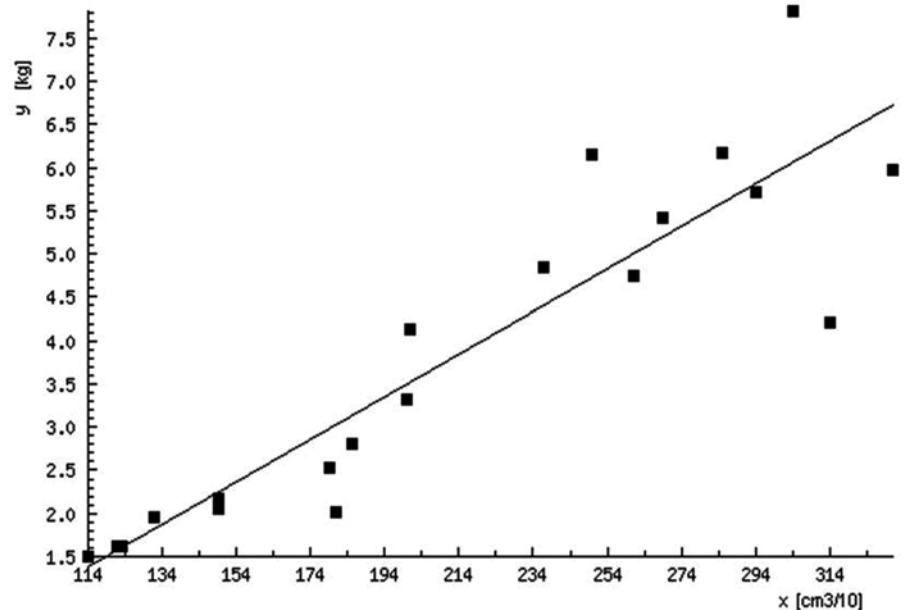
Podklady pro výpočet objemu paže a TK u autorů.

Závislost krevního tlaku na hodnotě FFM

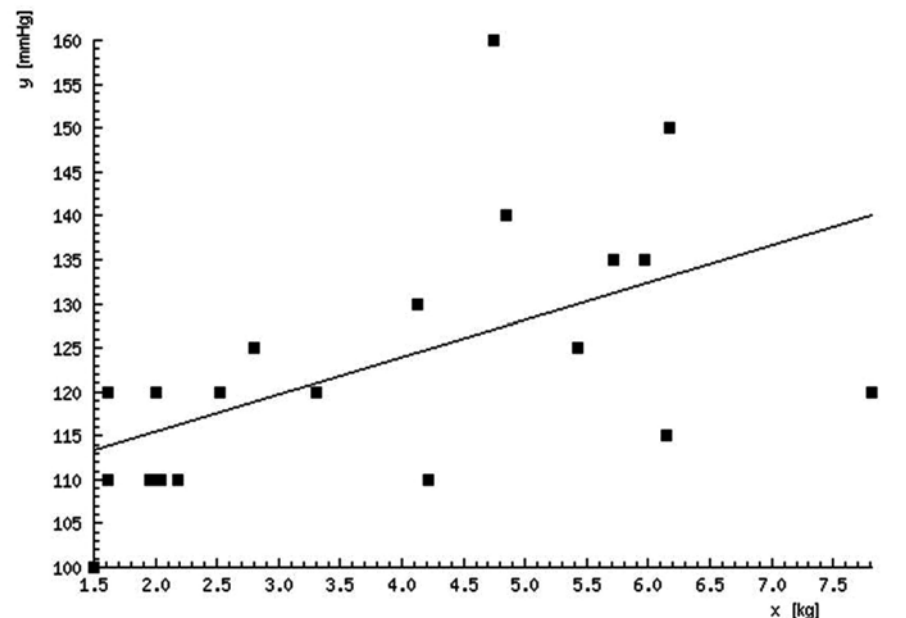
Při našich měřeních jsme potvrdili souvislost objemu paže s množstvím tukuprosté tělesné hmoty FFM: $y = -1,44 + 0,027 x$; $R^2 = 82,4 \%$, $P < 0,0001$ (graf 1).

Auskultační metoda a závislost systolického tlaku na tukuprosté tkáni: $y = 107 + 4,24 x$;

Graf 1. Závislost FFM na objemu paže



Graf 2. Závislost naměřených hodnot systolického tlaku auskultačně na hodnotě FFM



$R^2 = 30,1 \%$ ($P = 0,012$). Hodnota systolického tlaku měřeného auskultační metodou závisí na hodnotě FFM (graf 2).

Oscilometrická metoda a závislost systolického tlaku na tukuprosté tkáni: $y = 117 + 4,58 x$; $R^2 = 39,4 \%$ ($P = 0,003$). Hodnota systolického tlaku měřeného oscilometrickou metodou závisí na hodnotě FFM (graf 3).

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

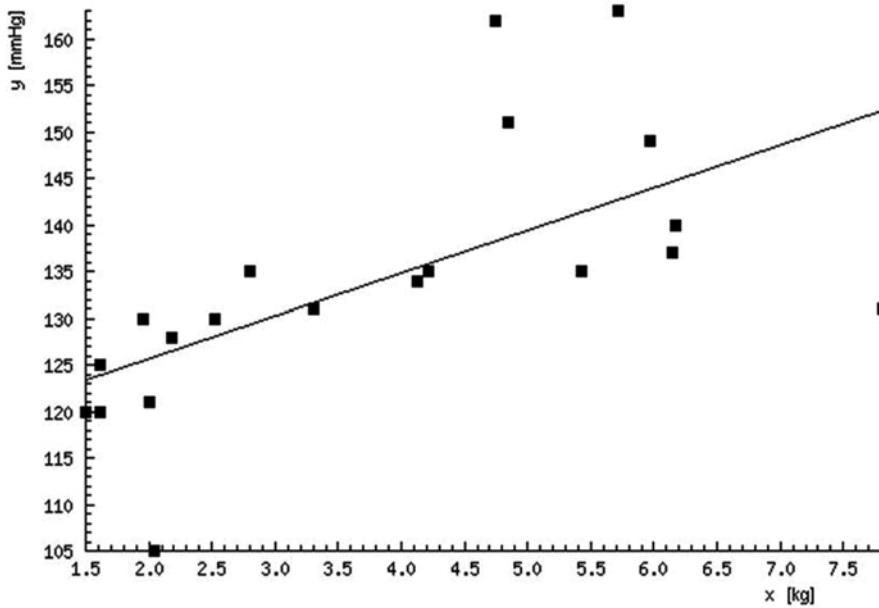
Diskuse

Měření tlaku na našem jednoduchém modelu naznačuje, že mimo obecně platná doporučení je nutno počítat i se strukturální komponentou tkáně

pod oklusem. Při měření krevního tlaku je nutno respektovat řadu známých faktorů, které ovlivňují jeho přesnost: šíře manžety, teplota v místnosti, poloha těla při měření a doba setrvání v ní před měřením, poloha paže, umístění tonometru vzhledem k srdci, rigidita stěny brachiální tepny (4). Vedle těchto notoricky známých podmínek by se mělo počítat i se strukturou tkáně, která obaluje stlačovanou cévu. Domníváme se proto, že je rozdíl, jestli se mezi tepnou a škrtidlem nachází tenká svalová vrstva, tuk a kůže, nebo tlustá vrstva tuku, či velmi tuhá konzistentní vrstva trénovaného svalu. Naš jednoduchý model to potvrzuje. Zanedbání tohoto faktoru pak vede k mylné interpretaci mnoha populačních studií (8).

V dostupné literatuře jsme narazili pouze na jediný odkaz zabývající se obdobnou problematikou.

Graf 3. Závislost naměřených hodnot systolického tlaku oscilometricky na hodnotě FFM



Tabulka 4. Skupina 1. a 2. – hodnoty FFM (kg/g) a objemy extracelulární (Vecw) a intracelulární tekutiny (Vicw) v l

Iniciály	Vecw	Vicw	FFM	FFM
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

Cristina Cristalli a Mauro Ursino (9) zjišťovali vliv měkké tkáně paže na přesnost měření krevního tlaku nepřímou metodou. Arteriální tlak měřili opakovaně u 36 pacientů automatickou metodou podle Riva-Rocci. Měření ukázala, že u jedné třetiny pacientů může stlačení paže opakovaným nafouknutím manžety způsobit významné snížení odhadovaného systolického a diastolického tlaku (0,66–1,33 kPa, tj. 5–10 mmHg). Tento jev připisují změnám v elasticitě tkáně paže. Snížení Poissonova poměru z 0,45 na 0,3 způsobí snížení v přenosu tlaku o 1–2 kPa (7,5–15 mmHg).

Dalším z faktorů, kterým se citovaní autoři zabývají, je viskoelastická stěna cévy a hodnota arteriálního tlaku. Pulsová amplituda může

významně ovlivnit přesnost tlakového odhadu, což vede k 15–20 % chybě při výpočtu diastolického a systolického arteriálního tlaku.

Andrew a kol. (10) poukazují na další možnou chybu měření, kterou představuje proudem zprostředkovaná vasodilatace (FMD), jenž se projeví na rozměru brachiální tepny po uvolnění tlakové manžety. Tyto změny představují úskalí zejména pro oscilometrické měření.

Studie, kterou jsme provedli na skupinách o 48, resp. 20 subjektech, naznačuje, že morfoloická struktura paže ovlivňuje výsledky měření krevního tlaku. Hodnoty měřeného krevního tlaku jsme v první skupině náhodně vybraných subjektů porovnávali s hodnotami objemu paže. Objem paže jsme pro usnadnění počítali pomocí

vzorce pro výpočet objemu rotačního komolého kužele za použití obvodu paže a vzdálenosti acromionu od vnějšího epikondylu. Všechny výsledky jsou tudíž zatíženy jistou systematickou, avšak stejnou chybou. Obvod paže přesáhl doporučených 33 cm ve čtyřech případech (skupina 1. a 2.) a v pěti u skupiny 3. Vzhledem k této obdobné distribuci jsme šíři manžety neměnili s vědomím stejné případné chyby měření u porovnávaných skupin.

Zkoumáním závislosti naměřených hodnot krevního tlaku na velikosti objemu paže se potvrdila naše hypotéza. Větší objem paže má za následek signifikantní zvýšení naměřeného systolického krevního tlaku. U auskultační metody je to v průměru o 0,01 mmHg na 1 cm³. Rozdíl největší a nejmenší hodnoty byl v tomto případě přibližně 2300 cm³. K podobnému výsledku jsme dospěli i při měření systolického tlaku oscilometrickou metodou. Závislost výsledků měření diastolického tlaku oběma metodami na velikosti objemu paže se nám nepodařilo prokázat.

Ve skupině, do které byli cíleně zařazeni jedinci, kteří se výrazně lišili velikostí objemu paže, jsme se nejprve snažili prokázat, že v naší sestavě objem paže úzce souvisí s hodnotou FFM (svalová tkáň) získanou měřením na segmentu paže pomocí přístroje Hydra 4200.

S objemem paže stoupala signifikantně i hodnota FFM. Při zvětšení objemu paže o 1 cm³ se zvýšila hodnota FFM v průměru o 2,5 g. Spolu se vzrůstajícím podílem FFM v paži stoupá i 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/kg FFM. Pro naměřené hodnoty diastolického krevního tlaku se nám závislost na hodnotě FFM nepodařilo dokázat.

Jsmo si vědomi, že tato studie je jen signální (*proof of concept study*). Multifrekvenční BIA sice velmi úzce koreluje s CT obrazem či denzitometrií, ale jednoznačné potvrzení našeho předpokladu závislosti TKs na množství FFM si vyžádá další studii s větším počtem probandů a s použitím sofistikované měřicí techniky (invasivní měření arteriálního tlaku, CT ap.).

Závěr

Z uvedených citací a z výsledků našeho měření je patrné, že i tak nekriticky přijímaná základní metoda odhadu vitální funkce, jako je měření krevního tlaku, může ve svých důsledcích

vést k mnoha nesprávným diagnostickým i terapeutickým závěrům. My jsme se zde snažili naznačit, že tlak nutný ke stlačení a oklusi biologické tkáně závisí na objemu a konsistenci této tkáně. Současně se domníváme, že stávající měřicí instrumentarium bude asi nutno inovovat v souladu s technickým pokrokem za použití nových technologií. Jednu z nich navrhuje např. Foran a kol. (2). Prozatím máme lepší zkušenosti s oscilometrickým zápěstovým měřidlem, kde tkáň pod manžetou hraje zanedbatelnou roli.

Literatura

1. Filipovský J. Centrální a periferní krevní tlak a jejich ovlivnění léčbou. *Kardiol Rev* 2008; 10(4):147–151.
2. Foran TG et al. Pseudo-hypertension and arterial stiffness: a review. *Physiological measurement* 2004; 25: 21–33.
3. Bartok C, Schoeller DA. Estimation of segmental muscle volume by bioelectrical impedance spectroscopy. *Journal of Applied Physiology* 2004; 96: 161–166.
4. Pickering TG et al. Recommendations for Blood Pressure Measurement in Humans and Experimental Animals. *Hypertension* 2005; 45: 142–161.
5. Kyle UG et al. Bioelectrical impedance analysis – part 1: review of principles and methods. *Clinical Nutrition* 2004; 23: 1226–1243.
6. Sander AP et al. Upper-Extremity Volume Measurements in Women With Lymphedema: A Comparison of Measurements Obtained Via Water Displacement With Geometrically Determined Volume. *Physical Therapy* 2002; 12: 1201–1212.
7. De Lorenzo A et al. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *Journal of Applied Physiology* 1997; 5: 1542–1558.
8. Neale T. In Hypertension, Strong Men Live Longer. *MedPage Today* 2011; April 26. <http://www.medpagetoday.com/Cardiology/Hypertension/26134>.
9. Cristalli C, Ursino M. Influence of arm soft tissue on non-invasive blood pressure measurements: An experimental and mathematical study. *Measurement* 1995; 14: 229–240.
10. Andrew ME, Li S, Fekedulegn D et al. Estimation of the maximum flow-mediated brachial artery response using local regression methods. *Physiol Meas* 2007; 28: 1213–1224.

MUDr. Petr Šrámek, CSc.

Ústav preventivního
a sportovního lékařství
Martiho 31, 62 52 Praha 6,
Česká republika
p.sramek@tiscali.cz

