

**Univerzita Karlova v Praze
Fakulta tělesné výchovy a sportu**

**Změny hodnot systolického krevního tlaku
v závislosti na místě měření, poloze těla a
na stupni tělesného zatížení
u dívek ve věku 11-13 let**

Disertační práce

Školitel:
Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc.
Katedra fyziologie a biochemie FTVS-UK

Zpracovala:
Mgr. Regina Pavlů

Praha 2010

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Mgr. Regina Pavlů

Název disertační práce: Změny hodnot systolického krevního tlaku v závislosti na místě měření, poloze těla a na stupni tělesného zatížení u dívek ve věku 11-13 let

Pracoviště: Katedra fyziologie a biochemie FTVS-UK

Školitel: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc

Rok obhajoby disertační práce: 2010

Abstrakt: Disertační práce je pilotní studií, s cílem získání referenčních hodnot, nezbytných k posouzení stupně hemodynamických poruch při koarktaci aorty. Bylo testováno 18 zdravých 11-13letých dívek. Pro 5 sledovaných poloh bylo v průběhu jednoho roku provedeno 450 měření a získáno 2700 hodnot. Krevní tlak byl stanoven klasickou auskultační metodou na aa. brachialis a femoralis a na dolní končetině i elektrickou impedanční technikou. Sledovanými polohami byly: leh v klidu vleže na lůžku, stoj po pasivní vertikalizaci do 66 stupňů, klid vsedě na bicyklovém ergometru a poté zatížení 1W/kg a 2W/kg tělesné hmotnosti po dobu 3 min. Disertační práce potvrdila předpokládané rozdíly v oběhové odpovědi. U zdravé populace byl systolický tlakový gradient nižší než u pacientů s koarktací aorty a při stupňované tělesné zátěži se snižoval. Získané výsledky mají význam pro zátěžovou diagnostiku posuzující závažnost vývojové poruchy.

Klíčová slova: BMI, koarktace aorty, systolický krevní tlak, tlakový gradient, zátěžové testování

Souhlasím s půjčováním disertační práce v rámci knihovních služeb

Bibliographical identification

Author's first name and surname: Mgr. Regina Pavlů

Title of the doctoral thesis: Changes of systolic blood pressure figures in dependance on measuring point, body position and the level of physical load among girls from 11 to 13 years.

Department: Katedra fyziologie a biochemie FTVS-UK

Supervisor: Doc. MUDr. Staša Bartůňková, CSc

The year of presentation: 2010

Abstrakt: Thesis is a pilot study to get reference figures for evaluation of relevancy of hemodynamic development disorders of coarctation of the aorta. 18 healthy girls aged from 11 to 13 were tested. In total 450 measurements were carried out and 2700 figures were measured within 1 year in 5 positions. Blood pressure was measured on arteria brachialis and femoralis, supplemented by electric impedance technology on lower limb. The following positions were measured: standstill lying down on a bed, stand after passive verticality up to 66 degrees, standstill seat on a bicycle ergometer and load of 1W/kg and 2W/kg of body weight for 3 minutes. This thesis confirmed the differences in circulation reactions. The systolic pressure gradient among healthy population was lower than among patients with coarctation of aorta and during the physical load was decreasing. The results are important for diagnostics examinations of evolutionary defects.

Keywords: BMI, coarctation of aorta, systolic blood pressure, pressure gradient, load testing

I agree the thesis paper to be lend within the library service.

Prohlašuji, že jsem disertační práci zpracovala samostatně, pod vedením školitele Doc. MUDr. Stašy Bartůňkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Liberci dne 1.10.2010

Poděkování

Děkuji za odborné vedení mé disertační práce Doc. MUDr. Staše Bartůňkové CSc., z katedry fyziologie a biochemie FTVS-UK, za odborné konzultace děkuji prof. ing. Václavu Buncovi Csc., děkuji za odborné konzultace s přednostou oddělení tělovýchovného lékařství FN Motol Doc. MUDr. Jiřím Radvanským CSc., laborantkám z oddělení tělovýchovného lékařství FN Motol za odbornou spolupráci během zátěžového vyšetřování, děkuji za odborné konzultace Doc. MUDr. Jiřímu Hrudovi CSc., děkuji Doc. ing. Vladimíru Kracíkovi CSc. Za odborné konzultace ve statistice, Mgr. Kateřině Helisové a Mgr. Jakubovi Staňkovi absolventům MFF UK Praha oboru Teorie pravděpodobnosti děkuji za pomoc se statistickým zpracováním dat, Mgr. Pavlu Tužovi a Ing. Vojtěchu Drtinovi absolventům TU Liberec děkuji za pomoc při grafickém zpracování dat.

Obsah

Seznam použitých zkratk	10
1 Úvod do problematiky	12
1.1 Výběr literatury a zdrojů informací	13
2 Přehled poznatků	14
2.1 Morfofunkční charakteristika kardiovaskulárního systému	14
2.1.1 Vlastnosti srdce	14
2.1.2 Systolický a minutový srdeční objem	14
2.1.3 Srdeční frekvence	15
2.1.4 Regulační mechanismy srdce	18
2.1.4.1 Intrakardiální regulační mechanismy srdce	18
2.1.4.2 Extrakardiální regulační mechanismy srdce	19
2.1.5 Vlastnosti periferního systému	20
2.1.5.1 Fyzikální zákonitosti proudění krve v cévách	20
2.1.5.2 Krevní tlak	20
2.1.5.3 Krevní tlak v zátěži	22
2.1.5.4 Specifika krevního tlaku u dětí	23
2.1.6 Regulace krevního tlaku	25
2.1.6.1 Význam nervové aferentace	25
2.1.6.2 Činnost vazomotorického centra	26
2.1.6.3 Humorální vlivy na tonus vazomotorického centra	26
2.1.6.4 Dřeň nadledvin	27
2.1.6.5 Kůra nadledvin	27
2.1.6.6 Řízení systému renin - angiotenzin	28
2.1.6.7 Řízení systému kalikrein - kinin	28
2.1.6.8 Periferní vlivy na cévní tonus	29
2.2 Vliv tělesné zátěže a změny polohy těla na oběhový systém	29
2.2.1 Vliv tělesné zátěže na oběhový systém u dynamické zátěže	29
2.2.2 Vliv tělesné zátěže na oběhový systém u statické zátěže	29
2.2.3 Reakce organismu na změnu polohy těla	30
2.3 Vyšetřovací metody v kardiologii	31
2.3.1 Zátěžové testy	31
2.3.1.1 Ortostatický test	33
2.3.1.2 Bicyklová ergometrie	34
2.3.2 Indikace a kontraindikace zátěžových testů	35
2.3.2.1 Indikace zátěžových testů	35
2.3.2.2 Kontraindikace zátěžových testů	36
2.3.2.3 Indikace k přerušení zátěžového testu	37
2.3.2.4 Faktory ovlivňující výsledky zátěžových testů	37
2.3.2.5 Protokoly testů u bicyklové ergometrie	38
2.3.2.6 Celkové trvání zátěžového testu	38
2.3.2.7 Analýza variability srdeční frekvence	38
2.3.3 Impedanční metody	39
2.3.3.1 Tkáňová impedance	39
2.3.3.2 Bioimpedance – metoda k měření tuku a vody v těle	40
2.3.3.3 Elektrická impedanční kardiografie	41
2.3.3.4 Využití elektrické impedanční kardiografie	42

2.4 Poruchy krevního tlaku v dětském věku	43
2.4.1 Poruchy provázené arteriální hypertenzí	43
2.4.1.1 Vrozené srdeční vady – koarktace aorty	44
2.4.1.2 Diagnostika a léčba koarktace aorty.....	44
2.4.1.3 Klinické vyšetření u koarktací aorty	45
2.4.1.4 Rizika a komplikace pro pacienty s koarktací aorty.....	46
2.4.1.5 Juvenilní hypertenze	47
2.4.1.6 Sekundární hypertenze	47
2.4.2 Regulační poruchy provázené arteriální hypotenzí.....	49
2.4.2.1 Kolapsové stavy – vazovagální kolaps.....	49
2.4.2.2 Kolapsové stavy – ortostatický kolaps	50
2.4.3 Percentilové tabulky pro hodnoty krevního tlaku	51
2.4.3.1 Klasifikace hypertenze	52
2.5 Ukazatelé vývoje – percentilové grafy	53
2.5.1 Percentilové grafy pro BMI	54
2.5.2 Percentilové grafy pro výšku postavy.....	54
2.5.3 Percentilové grafy pro tělesnou hmotnost	55
3 Cíle, hypotézy a úkoly práce	57
3.1 These	57
3.2 Cíl disertační práce.....	57
3.3 Hypotézy	57
3.4 Úkoly práce	57
4 Metodika.....	59
4.1 Metodologie disertační práce.....	59
4.2 Charakteristika sledovaného souboru	59
4.3 Popis vlastního experimentu a použité metody.....	60
4.3.1 Antropometrické vyšetření	61
4.3.2 Sledované hodnoty	64
4.3.2.1 Srdeční frekvence.....	64
4.3.2.2 Krevní tlak	64
4.3.3 Sledované polohy	65
4.3.3.1 Poloha klidová vleže na lůžku.....	66
4.3.3.2 Poloha pasivní vertikalizace.....	66
4.3.3.3 Poloha klidová na bicyklovém ergometru.....	67
4.3.3.4 Poloha klidová na bicyklovém ergometru se zátěží 1 W/kg tělesné hmotnosti.....	68
4.3.3.5 Poloha klidová na bicyklovém ergometru se zátěží 2 W/kg tělesné hmotnosti.....	69
4.4 Metody zpracování výsledků	69
4.4.1 Korelační koeficienty	69
4.4.2 Lineární regrese	70
4.4.3 Regresní přímka.....	71
4.4.4 Testování t-testem.....	71
5 Výsledky výzkumu.....	72
6 Diskuse.....	95
7 Závěr.....	103

8	Souhrn	104
	Summary	105
9	Literatura	106
10	Přílohy	117
	10.1. Informovaný souhlas	
	10.2. Žádost o vyjádření etické komise	
	10.3. Grafy regresní analýzy	
	10.4. Percentilové grafy BMI	
	10.5. Tabulky nezpracovaných naměřených hodnot	

Seznam použitých zkratk

a.	arteria
AB	arteria brachialis
ABPM	24hodinové měření krevního tlaku
AF	arteria femoralis
ACTH	adenokortikotropní hormon hypofýzy
ANF	atrionatriuretický faktor
ATP	adenozintrifosfát
BE	bicyklový ergometr
BMI	index tělesné hmotnosti
CMP	cévní mozková příhoda
CNS	centrální nervový systém
CTH	kortikotropní hormon
COA	koarktace aorty
corr	korelační koeficient
cm	centimetr
č.	číslo
DK	dolní končetina
EKG	elektrokardiograf
ECT	extracelulární tekutina
EIT	elektrická impedanční technika
Ekg	elektrokardiogram
FN	fakultní nemocnice
HK	horní končetina
ICHS	ischemická choroba srdeční
IL	index lability
IM	infarkt myokardu
kap.	kapitola
Kg	kilogram
kHz	kilohertz
KZ	klinostatické zpomalení
l	litr
LF UK	Lékařská fakulta Univerzity Karlovy

LK	levá komora
m	metr
min.	minuta
mm Hg	milimetr rtuťového sloupce
n.	nervus
OKD	ortoklinostatická diference
OZ	ortostatické zrychlení
p.	strana
RTG	rentgen
SF	srdeční frekvence
SF max	maximální srdeční frekvence
Str.	strana
TG	tlakový gradient
tj.	to je
TK	krvní tlak
TKD	krvní tlak diastolický
TKS	krvní tlak systolický
ÚPV	Úřad průmyslového vlastnictví
VSF	variabilita srdeční frekvence
W	watt

1 Úvod do problematiky

Změny krevního tlaku a srdeční frekvence odráží jak patologické stavy, tak i momentální stav v organismu, reagující na řadu zevních i vnitřních vlivů.

Reakcí kardiovaskulárního aparátu na zátěž jsem se zabývala již ve své diplomové práci. Posuzovala jsem změny srdeční frekvence a krevního tlaku během testování handgripu, ortostázy a ortostatického testu se současně měřeným handgripem. Pokračováním diplomové práce je tato disertační práce, ve které navazuji, rozpracovávám a prohlubuji otázky týkající se změn hodnot krevního tlaku, systolického tlakového gradientu a srdeční frekvence v závislosti na místě měření, poloze těla a na stupni tělesného zatížení u zdravých dívek ve věku 11-13 let.

Krevní tlak je důležitý parametr související s polohou těla a mění se vlivem zátěže. Obvykle je měřený jen na jedné horní končetině. Změna polohy těla má úzký vztah k místu měření krevního tlaku.

V disertační práci bude použit stejný způsob měření krevních tlaků, tlakového gradientu, srdeční frekvence a provedeno stejné zátěžové testování jako u pacientů s koarktací aorty, dispenzarizovaných na Klinice tělovýchovného lékařství.

Místem měření krevního tlaku bude proto jak běžně používané místo na arteria brachialis pravé horní končetiny, tak i méně obvyklé místo na arteria femoralis pravé dolní končetiny, pomocí auskultační metody. Na dolní končetině bude použito i nezávislé měření pomocí elektrické impedanční techniky.

Reakce kardiovaskulárního aparátu, tj. změny hodnot krevního tlaku a srdeční frekvence budou sledovány při zátěžovém testování v laboratoři v pěti polohách, a to v klidu v leže, na pohybující se nakloněné rovině ortostatickým testem, v klidu v sedě na bicyklovém ergometru, v dynamické zátěži bicyklovou ergometrií se stupňovanou zátěží 1W na kg a 2W na kg hmotnosti těla.

Disertační práce byla přepracována podle připomínek a mimo jiné i doplněna percentilovými grafy indexu tělesné hmotnosti.

Naměřené hodnoty jsou staršího data jak z důvodů ukončení prvního zpracování, tak i doplnění a přepracování celé práce.

1.1 Výběr literatury a zdrojů informací

Informační zabezpečení je teoretickým základem disertační práce a proto jsem se snažila využít všech informačních zdrojů.

V dnešním technicky vyspělém světě, je již běžně dostupným zdrojem informací internetový informační systém, ale i přesto jsem pro vyhledání konkrétních potřebných informací z oblasti zátěžového testování, ortostatický test, bicyklová ergometrie, elektrická impedanční kardiografie, testování v dětském věku, koarktace aorty, tlakový gradient, použila rešerší z automatizované base dat z pramenů Current Contents, Acta Physiologica Scandinavia, American Journal of Physical Medicine, MEDLINE CD-ROM, Bibliographic Medica Bohemica, Bibliographic Medica Slovakia, ProQuest i informačních služeb a jejich rešeršních oddělení u knihoven ve FN Motol, v knihovně v IKEMu, v Ústavu vědeckých lékařských informací při Lékařské fakultě, v knihovně FTVS, v knihovně NsP Liberec, v knihovně Technické Univerzity v Liberci a v Krajské vědecké knihovně v Liberci.

2 Přehled poznatků

2.1 Morfofunkční charakteristika kardiovaskulárního systému

Zvýšené nároky při tělesném zatížení se projevují na oběhovém ústrojí ve všech jeho složkách, na srdci zvýšením objemu vypuzované krve v časové jednotce – minutový srdeční výdej, v cévním systému účelnou redistribucí krve na periferii a v krvi větší kyslíkovou desaturací.(82).

Bezprostřední reakce na pohybové zatížení vede v oblasti kardiovaskulárního systému ke změnám, které charakterizujeme jako reaktivní. Velikost změn je ovlivněna charakterem činnosti.(11).

2.1.1 Vlastnosti srdce

Srdce, to jsou ve skutečnosti dvě čerpadla, umístěna sice anatomicky vedle sebe, ale pracující za sebou.

Podrobný obraz o funkci srdce jako čerpadla lze získat současným záznamem tlaku v srdečních dutinách, objemu nebo jiného rozměru srdečních komor, tlaku i průtoku krve ve velkých cévách. Srdeční cyklus představuje děje, které jsou podstatou čerpací činnosti srdce. Tato srdeční revoluce se neustále opakuje v rytmu srdečního tepu - srdeční frekvence.(113).

2.1.2 Systolický a minutový srdeční objem

Objemové nároky na srdeční pumpu při tělesné zátěži znamenají zvýšení minutového srdečního objemu. Ten závisí na dvou komponentách: srdeční frekvenci a na systolickém objemu. Systolický objem je výsledkem kontrakce a zkrácení myokardiálních vláken. Velikost zkrácení závisí na několika faktorech:

a) na délce srdečního vlákna na počátku kontrakce se kterou souvisí diastolický objem komory. Větší diastolický objem, kdy délka myokardiálních vláken je v začátku větší, znamená lepší podmínky pro vývin kontrakční síly a tím i pro větší systolický objem – Starlingův mechanismus.

b) na odporu proti vypuzování krve v začátku systoly, tedy diastolickým tlakem v aortě. Pro pravou komoru jde o tlak v arteria pulmonalis.

c) na rychlosti a síle roztažitelnosti myokardiálních vláken.

Při přechodu z lehu do sedu či do stoje se diastolický objem i tlak zmenšují. Příčinou je zhoršené plnění srdce. Menší diastolický objem a tedy kratší myokardiální vlákna vyvíjejí menší kontrakční sílu, která vypudí menší systolický objem.

Jakmile se zvětší venózní návrat, např. rytmickou prací svalstva dolních končetin, zvětší se enddiastolický objem i tlak a tím se zvětší i systolický objem.(138).

Systolický objem se nezmenšuje ani při vysokých hodnotách srdeční frekvence, ačkoli trvání systoly je již značně zkráceno. Se stoupající srdeční frekvencí se výrazně mění i délka obou fází srdečního cyklu.(110).

Zkrácení však více postihuje fázi diastolickou. Z funkčního hlediska srdce jako krevní pumpy to znamená, že při stoupající srdeční frekvenci je nutno vypudit systolický objem v kratší době, tedy rychlejší kontrakci.

Na druhé straně je třeba rychleji plnit komory v diastolické fázi. To předpokládá nejen dostatečnou roztažnost srdeční stěny, ale také dokonalou synchronizaci práce předsíní a komor, nehledě k optimálnímu venóznímu návratu krve.(88,113).

2.1.3 Srdeční frekvence

Sledování srdeční frekvence (SF), je jedním z nejčastějších a nejsnadnějších lékařských vyšetření. Hodnota klidová se udává kolem 72 tepů za min., s věkem se nápadně mění. Neexistují žádné objektivní údaje, které by stanovovaly optimální SF.(50). Pokles s věkem je způsoben z části snižováním vlastní frekvence srdečního pacemakeru, více se uplatňuje postupné zvyšování vagového tonu, který je u novorozence velmi malý a v dětském věku se zvyšuje.(138)

Diskrepance mezi srdeční frekvencí a pulsem na končetinových cévách může být dána deficitem periferie, neboť tepová vlna která se šíří svou rychlostí arteriálním řečištěm, je závislá na elasticitě cévní stěny i na periferním odporu. Na tuto diskrepanci má tedy vliv věk, patologické stavy i momentální stav organismu způsobený tělesnou zátěží.

Termín tepová frekvence je věcně nesprávný, frekvenci udává rytmus stahů srdce a nikoli tepová vlna na velkých tepnách, kde se tep měří.(43).

Arteriální pulz je tlaková vlna způsobená vypuzením krve z levé komory srdeční do aorty a postupující k tepnám.(20). Palpační vyšetření je ale poněkud nepřesné, srdeční frekvence kolísá a kromě toho citlivě reaguje na okolní změny.

Pohybové zatížení provázejí tři fáze změn srdeční frekvence.

První úvodní fáze, která zahrnuje přípravné zvýšení srdeční frekvence, je podmíněna především reflexně, neuroendokrinní odpovědí. Může se zde projevit i vliv emocí. Ve druhé, průvodní fázi, jde o zvýšení srdeční frekvence při vlastní činnosti. Strmost jejího vzestupu je úměrná intenzitě pohybového zatížení. V této fázi dochází k ustálení srdeční frekvence na určitých hodnotách. Tento setrvalý stav – steady state nastane, pokud je přibližná rovnováha mezi potřebou aktivních svalů a kapacitou krevního oběhu, tj. dodávkou kyslíku a energetických zdrojů a odsunem metabolitů. Ve třetí následné fázi dochází k návratu srdeční frekvence k výchozím hodnotám. (11).

V klidu kolísá srdeční frekvence v rytmu dýchání – respirační arytmie: při vdechu se tep zrychluje, při výdechu zpomaluje. Hluboký, déle trvající vdech však vyvolá výraznou bradykardii, stejně tak hluboký předklon nebo podřep. Jde o rychlé změny vagového tonu. (6).

Změna tělesné polohy z lehu nebo sedu do stoje vyvolá zrychlení tepu s adekvátním zmenšením systolického objemu – ortostatická reakce. (124).

Při tělesném pohybu se srdeční frekvence zrychluje někdy ve dvou fázích: počáteční okamžité zrychlení je vyvoláno snížením vagového tonu, následná pomaleji nastupující tachykardie souvisí s vyšší aktivitou sympatiku. Změny SF při přesně odměřeném zatížení, jsou důležitým indikátorem zdatnosti oběhového systému. (138).

Srdeční frekvence má jednoznačný vztah k intenzitě zátěže, a to celkem lineární vzestup v celém rozsahu stoupající zátěžové intenzity. (90).

Při zvyšování srdeční frekvence se podstatně zkracuje srdeční cyklus. Sledování fází srdečního cyklu ukázalo, že zkracování obou fází srdečního cyklu, tedy fáze systolické a diastolické, není rovnoměrné, ale že fáze diastolická se zkracuje značně více, než fáze systolická. Ve fázi systolické je třeba vypudit systolický objem v podstatně kratší době, to znamená zvýšené nároky na inotropní vlastnosti myokardu. Tomu napomáhá dostatečný venózní návrat – Frank-Starlingův mechanismus a zvýšená myokardiální kontraktilita. (82).

Z hemodynamických ukazatelů se standardně hodnotí srdeční frekvence a hodnoty krevního tlaku. Součin srdeční frekvence a systolického krevního tlaku představuje tzv. dvoj produkt (Robinsonův index), který je dobrým ukazatelem kyslíkové spotřeby myokardem. Při maximální zátěži se zvyšuje přibližně trojnásobně. Mezi srdeční frekvencí, zvyšující se zátěží a spotřebou kyslíku je téměř lineární vztah. Maximální spotřebě kyslíku při maximálním výkonu odpovídá maximální srdeční frekvence, kterou lze odhadnout dle vzorce $220 - \text{věk}$. Je to odhad často používaný, ale pouze orientační, ovlivněný řadou nejrůznějších faktorů. Proto doporučujeme používání testů do vyčerpání

(symptom-limited). Submaximální srdeční frekvence odpovídá 75–85% maxima a je někdy doporučovaná v časné fázi po infarktu myokardu. (54).

Je obecnou zkušeností, že u jedinců přivyklých na určitou svalovou činnost je akcelerace srdeční frekvence při zátěži menší než u osob se sedavým způsobem života nebo u rekonvalescenta po delším pobytu na lůžku. Extremní případ malé akcelerace srdeční frekvence při zátěži představuje reakce u trénovaného vytrvalostního sportovce. Příčiny rozdílů v reakci srdeční frekvence na zátěž mohou vyplývat z toho, že k transportu daného množství kyslíku je třeba určitý minutový srdeční výdej.

Tepový objem je podstatným faktorem transportní kapacity oběhového ústrojí. Čím větší je tepový objem, tím menší akcelerace srdeční frekvence stačí ke splnění potřebných nároků. To znamená, že čím nižší je akcelerace srdeční frekvence při určité svalové činnosti, tím menší jsou požadavky myokardu na dodávku kyslíku koronární krví. (82).

Tělesná aktivita se dá rozčlenit do pěti pásem, z nichž každé slouží specifickému cíli. Rozdělení pásem bylo provedeno na základě mechanismů hrazení energie a každé z nich je určeno pro jiný typ cvičení a slouží jiným cílům. Jednotlivá pásma jsou od sebe odlišena rozdílným typem zapojení orgánů do krytí zvýšených potřeb organismu, což se následně promítá v hodnotách srdeční frekvence. Za základ pro výpočet je vzata hodnota maximální srdeční frekvence. Tato hodnota představuje 100%. (62).

1. Pohyb pro zdraví	50-60 % SFmax
2. Regulace hmotnosti	60-70 % SFmax
3. Rozvoj kondice	70-80 % SFmax
4. Zvyšování výkonnosti	80-90 % SFmax
5. Závodní činnost	90-100% SFmax

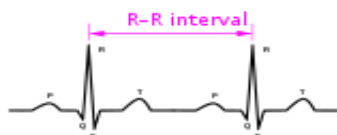
Ambulantní neinvazivní monitorování srdečního rytmu lze provádět za pomoci přístroje Holter. V den vyšetření je pacient napojen na elektrody, které jsou nalepeny na hrudník a trup a snímají EKG signál, který je poté 24 hodin nahráván do přístroje. Pokud se v průběhu monitorace objeví jakékoliv potíže, pacient je s aktuálním časem zaznamená. S přístrojem pacient i spí. (38,121).

Dnes lze pro přesné měření srdeční frekvence s přesností EKG, použít sporttestery v podobě sportovních hodinek. V EKG záznamu se za sebou opakuje několik period srdeční revoluce. Délku srdeční periody T nejpřesněji zjistíme jako vzdálenost dvou po sobě jdoucích ostrých R vln – této vzdálenosti říkáme *R-R interval*. Názorně vyobrazeno v obr č.1.

Kvasiperiodický průběh znamená, že srdeční periody se neopakují zcela stejně, vždy jsou menší či větší odchylky = variabilita srdeční frekvence, kterou popisuje samostatná kapitola.

Obrázek č.1

EKG záznam se dvěma po sobě jdoucími ostrými R vlnami



(převzato:<http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG>)

Vliv velikosti zatížení na zdraví závisí na objemu a intenzitě cvičení, ale také na zdraví, funkční kapacitě a zdatnosti. Výsledkem mohou být v ideálním případě zdraví a funkční kapacita. Opačným problémem při nevhodném malém nebo přehnaném zatížení mohou být zdravotní rizika a komplikace.(9,33,62,64).

2.1.4 Regulační mechanismy srdce

Srdce má svou automacii, ale přizpůsobuje svou činnost měnícím se potřebám organismu. Srdeční výdej se přizpůsobuje měnícím se potřebám organismu změnami tepového objemu a srdeční frekvence. V řízení těchto dvou veličin se uplatňuje řada mechanismů.(138).

2.1.4.1 Intrakardiální regulační mechanismy srdce

Jde o regulaci srdeční činnosti, která je dána fyziologickými vlastnostmi srdce samotného.

Automacie a koordinace stahů síní a komor je zabezpečována excitomotorickým aparátem srdečním, tedy převodním systémem, který je tvořen svalovými vlákny a vzruch vychází z oblasti ústí horní duté žíly. Zdrojem je uzlík sinusový, neboli sinoatriální, dle objevitelů Keithův-Flackův. Pracovní svalovinou síní se vzruch šíří k uzlíku atrioventrikulárnímu neboli Aschoff-Tawarovu a z něj přes síňokomorový můstek tedy Gaskell-Hisův, sestupuje po přepážce komorové a dělí se ve dvě Tawarova raménka. Ta se postupně větví a končí v Purkyňových vláknech.(24).

Velikost srdečního stahu je ovlivňována v určitém intervalu výchozí délkou vláken myokardu, Frank-Starlingův zákon.

Jako inotropní, jsou označovány vlivy měnící sílu srdečního stahu. Mechanismus souvisí s úlohou vápníku při svalové kontrakci. Zvýší-li se frekvence tepu, zvětší se i množství vápníku, které se v časové jednotce dostává do srdečních buněk. Vápník je tedy nabízen intenzivněji tubulům sarkoplasmatického retikula, proto se zvyšuje i množství vápníku, uvolňované při každém stahu a srdeční stahy se zvětší.(118).

2.1.4.2 Extrakardiální regulační mechanismy srdce

K hlavním extrakardiálním regulačním mechanismům srdce patří tonická činnost vagu a srdečního sympatiku, přičemž vlákna n.vagus vedoucí do sinusového uzlu tepovou frekvenci snižují – negativně chronotropní působení, a sympatikus naopak působí pozitivně chronotropním účinkem.

Za normálních klidových podmínek v oběhové soustavě mají dorsální motorická jádra vagu úlohu kardioinhibičního centra. Jeho tonus se reflexně nastavuje podle dostředivých informací z baroreceptorů oběhové soustavy. Dostředivé vzruchy jsou vyvolány periodickým rozpínáním oběhových struktur při každém srdečním stahu. Tento normální stav klidové cirkulace je příčinou tzv. vagového tonu, který udržuje klidovou tepovou frekvenci mezi 65 a 80 tepy za minutu. Klidová srdeční frekvence se zrychlí strachem, stresovou situací, nebo jinými emocemi. Je to způsobeno jednak útlumem zadních motorických neuronů vagu vlivem vyšších oddílů CNS a zvýšením frekvence sympatických vzruchů, které srdeční frekvenci zrychlují.

Dráždění sympatických nervů zvýší jak srdeční frekvenci tak i kontraktilitu síní a komor. Chronotropní účinek je umožněn bohatou inervací sinusového uzlíku sympatickými postgangliovými zakončeními. Inotropní efekt je podmíněn histologicky prokázanou sympatickou inervací síní a komor. Otázkou zůstává, zda existují samostatná chronotropní vlákna k sinusovému uzlíku a inotropní vlákna k myokardu, nebo zda nositeli obou vlivů, jsou jen větve společných vláken, zásobující jak převodní, tak i kontraktilní tkáň.(67,68).

Nelze podcenit ani působení humorálních vlivů a kardiomotorického centra. V srdečních buňkách, myocytech jsou granula připomínající granula v buňkách endokrinních žláz. Srdeční tkáň předsíní, ale i komor je zdrojem síňového - atrionatriuretického faktoru. Srdce reaguje jeho sekrecí na své přetížení, zejm. na rozpětí

síní, ale i na osmotické podněty – hyperosmolaritu krve. Vzniká natriuretická reakce, která je provázena vasodilatačním – hypotenzím působením a zvýšenou diurézou a snížením extracelulární tekutiny.

Kardiomotorické centrum, kde vagová vlákna řídí činnost srdce, vycházejí z prodloužené míchy, z nucleus ambiguus. Protože vagová vlákna mají na srdce inhibiční vliv, jde o centrum kardioinhibiční. Kardioexcitační centrum je anatomicky i funkčně spjato s centrem vasomotorickým, které řídí činnost cév. Aktivita obou center závisí na parciálním tlaku kyslíčnicku uhličitého v organismu, a na dráždění aortálních a karotických baroreceptorů.

2.1.5 Vlastnosti periferního systému

2.1.5.1 Fyzikální zákonitosti proudění krve v cévách

Proměnlivé podmínky toku krve v systému elastických cév, jsou podřízeny Poiseulovu zákonu o proudění kapalin pevnou trubicí. Dle něj je průtok krve cévou přímo úměrný tlakovému spádu mezi začátkem a koncem cévy, přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru cévy a nepřímo úměrný délce cévy a viskozitě krve.(76,127).

Praktický význam tohoto vztahu spočívá ve výpočtu celkového odporu cévního řečiště. Celkový odpor se získá z hodnot minutového objemu srdce a tlakového gradientu.

Dlouhotrvající, chorobné zvýšení odporu cévního řečiště má pro člověka vážné následky, zvláště v důsledku abnormálního zvýšení krevního tlaku a pracovního zatížení srdce.(139).

2.1.5.2 Krevní tlak

Srdce vypuzuje levou komorou srdeční krev artériemi do velkého tělního systému ke kapilárám na periferii. Hovoří se o vysokotlakém systému. Nízkotlakým systémem se rozumí objem krve v žilách, pravém srdci a cévách malého oběhu. Tlak krve představuje mechanickou energii, jejímž hlavním zdrojem je systolická kontrakce srdeční pumpy.(120).

Tlakový gradient je rozdíl krevních tlaků na horních a dolních končetinách. Jde o okamžitý rozdíl tlaků systolického, diastolického tak i středního tlaku arteriálního systému na končetinách. Je nutné si uvědomit, že tlaková vlna postupuje celým tělem a proto je dříve měřitelná na horních končetinách, než na končetinách dolních.(140,146)

Krevním tlakem se rozumí arteriální krevní tlak ve velkém oběhu. Kolísá při každém srdečním cyklu mezi maximální hodnotou během systoly a minimální hodnotou během diastoly. Proto systolický a diastolický krevní tlak.(105).

V roce 1905 ve vojenské akademii vystoupil lékař Nikolaj Sergejevič Korotkov s návrhem měřit krevní tlak poslechem. Jeho způsob se používá dodnes.(49).

Systolický krevní tlak se může měnit za různých fyziologických podmínek, např. při tělesné námaze, za různých duševních stavů, ve spánku, po jídle(69), značně kolísá i v průběhu dne (111), nebo po podání medikamentů.(84)

Diastolický tlak je měřítkem periferního odporu a závisí hlavně na tonu arterioli, přechodným vlivům podléhá méně než tlak systolický.

Geometrický průměr obou hodnot je střední arteriální tlak, který je rozhodující pro prokrvení orgánů. Arteriální krevní tlak závisí primárně na celkovém periferním odporu a na minutovém srdečním výdeji.

Krevní tlak v žilách je určován především objemem krve a objemovou kapacitou oběhu.(76).

Během vysokého krevního tlaku dochází k oběhovým změnám. Mohlo dojít k zúžení arterioli, neboť krevní tlak je součinem minutového objemu a periferního odporu. Liší-li se však stupeň vasokonstrikce v jednotlivých oblastech, pak v oblasti s větší vasokonstrikcí protéká méně krve, kdežto oblastmi s menší vasokonstrikcí protéká více krve. Práce srdce se ovšem zvětšuje, neboť je úměrná součinu minutového objemu a periferního odporu.(113).

V časných stádiích esenciální hypertenze je zvýšení periferního odporu způsobeno aktivní kontrakcí arterioli.(131). Tato vasokonstrikce by mohla být vyvolána zvýšenou aktivitou sympatiku, přítomností presorických látek v krvi nebo vnitřními změnami kontraktálních vlastností hladkých svalů arterioli.(113).

Tlak proudící krve závisí také na rychlosti krevního proudu, morfologickém utváření jednotlivých oblastí cévního řečiště: cévním odporu, elasticitě cév a na viskózním odporu krve. Rozdíl tlaku krve – tlakový spád, od aorty či od truncus pulmonalis směrem ke kapilárám a od kapilár směrem k centru, je nevyhnutelnou podmínkou pro zabezpečení normálního směru proudění krve.(82).

Základní úroveň a směr hydrodynamického tlakového spádu určuje: objemová a tlaková práce srdce, strukturální utváření cévního řečiště a viskózní vlastnosti krve.(73)

Hydrodynamický tlakový spád, může být v jednotlivých oblastech cévního řečiště pozitivně, nebo negativně ovlivněn hydrostatickým tlakem krve, vlivem zemské tíže.

Projeví se při změně polohy těla z horizontální polohy do vertikální, i činností přídatné pumpy vytvářením podtlaku či přetlaku při dýchacích pohybech, nebo vnějším tlakem na cévní řečiště při kontrakci kosterního svalstva.(138).

Krevní tlak u člověka je možné měřit dvojím způsobem. Metoda přímá, kde intravaskulárně, naměřené hodnoty slouží k přesnému měření dynamických změn krevního tlaku. Nepřímá metoda je méně přesná a je ji možno použít pouze při měření statických hodnot systolického, diastolického a středního tlaku arteriálního systému na končetinách. Všechny nepřímé metody měření krevního tlaku vychází z principu Riva-Rocciho metody, při které se úměrným protitlakem nafouknuté gumové manžety stlačuje přes měkké tkáně končetiny průběh artérie. Protitlak jde až na úroveň systolického, případně diastolického tlaku v cévě. Krevní arteriální tlak se měří nejčastěji na arteria brachialis. U techniky měření krevního tlaku klasickým tonometrem s manžetou, musí mít manžeta šíři třetiny délky brachia a délka musí být dostatečná k obtočení kolem celého obvodu paže. Širší manžeta způsobí zanedbatelně nízké arteficiální snížení naměřené hodnoty, užší manžeta způsobí významný artefakt – naměřená hodnota je významně vyšší než ve skutečnosti. V hlučném prostředí lze měřit krevní tlak v dynamické zátěži 5 tepů po zastavení, tj. měřit v okamžiku natlakování manžety. Auskultační technikou měříme spolehlivě pouze krevní tlak systolický.(103).

2.1.5.3 Krevní tlak v zátěži

Krevní tlak je funkcí srdečního výdeje a cévního pružníku. V dynamické zátěži a za tu lze přinejmenším bicyklovou ergometrii až do submaximální intenzity považovat, stoupá systolický krevní tlak, klesá nebo stagnuje tlak diastolický.(103).

Systolický krevní tlak (TKS) se v důsledku zvyšujícího se minutového objemu zvyšuje, zatímco diastolický tlak se podstatně nemění. Zvýšení diastolického tlaku (TKD) je ve vztahu k systémové hypertenzi. Fyziologické zvýšení TKS je zhruba 10mm Hg na každý stupeň, tedy přidání zátěže u bicyklové ergometrie. Hodnoty vyšší jak 200 mm Hg TKS a 100 mm Hg TKD se považují za hraniční při kontinuální zátěži 100 W. Česká norma horní hranice pro TK je 240 mm Hg TKS a 120 mm Hg TKD.(96,97). Nedostatečný vzestup TKS během zátěže (20 mm Hg nebo nižší), nebo jeho pokles, se u zdravých osob vyskytuje vzácně. Nejčastěji je známkou zhoršené funkce LK, ischémie nebo obstrukce výtokového traktu LK. U nemocných po IM se známkami ischémie myokardu je

ukazatelem nepříznivé prognózy a svědčí pro těžší koronární postižení. Při absenci ischémie nebo známek srdečního onemocnění nemá prognostický význam.(98,149).

Po skončení zátěže dochází k poklesu TKS na výchozí hodnotu přibližně během 6 minut a zpravidla ještě několik hodin přetrvává nižší než byla před testová hodnota. U některých osob může při náhlém přerušení testu dojít v důsledku vasodilatace a nahromadění krve v žilním systému k prudkému poklesu TKS se známkami mozkové nedokrevnosti. Proto je vhodné nemocného po skončení zátěže uložit do vodorovné polohy nebo ho nechat šlapat v pomalém tempu bez zátěže (cool down).(54,132).

V závislosti na poloze a pohybu těla se podílí na úrovni tlaku krve síla gravitační, akcelerační, decelerační. Dále síla přídatné svalové pumpy, zvláště končetinového a dýchacího svalstva. Krevní tlak se může měnit i za dalších okolností, např. vlivem chladu.(116,119).

Měření krevního tlaku v zátěži je nutno interpretovat dle norem v závislosti na věku, intenzitě a typu tělesné zátěže (statická či dynamická). V každém případě je nutno, zejména při těžké zátěži, pokládat za spolehlivěji změřenou hodnotu tlak systolický.(103).

Současná zátěžová doporučení Americké kardiologické společnosti pro dětský věk (105) neuvádějí žádné konkrétní hranice normálních hodnot. Autor konstatoval, že maximální systolický tlak jen zřídka překročí 200 mmHg a že nejsou známky akutního nebezpečí ani při dosažení tlaku 250 mmHg. Hodnoty diastolického krevního tlaku, jejichž nespolehlivost měření v zátěži shodně s našimi zkušenostmi zdůrazňují, považují za neobvyklé už když překročí klidové hodnoty.(80). Z ambulance tělovýchovného lékaře máme dosti odlišné zkušenosti u řady silových i vytrvalostních sportů, např. u triatlonu, veslování a dalších, kdy již od střední intenzity zátěže nacházíme hodnoty přes 220 mmHg a v maximu naměříme i 240 - 250 mmHg.(103,123).

2.1.5.4 Specifika krevního tlaku u dětí

Normy zátěžového krevního tlaku v dětské populaci v praxi nejsou pro rozhodovací proces o pacientovi příliš důležité a to z těchto důvodů: zátěžový krevní tlak neohrožuje akutně dětského pacienta - hlavní akutní riziko dospělých - cévní mozková příhoda je při zátěži raritní výjimkou. O průměrné hodnotě středního arteriálního tlaku jako integrálu z celých 24 hodin, která rozhoduje o případné maladaptaci a hypertenzní chorobě, u naprosté většiny dětských pacientů zátěžová reakce prakticky nerozhoduje.(103). Zátěžový krevní

tlak může pomoci při rozhodování, zda nasadit farmakoterapii.(104) Literární výsledky ukazují značně rozdílné výsledky při rozdílných zátěžových protokolech a způsobu normování. (70,89,105,137) Na tepovou frekvenci, zátěž dle Jamesova protokolu - tedy dle plochy těla, s velmi rozdílnými výsledky u bílých a černých Američanů. Sami se přibližně řídíme rozsahem normálních hodnot velmi "benevolentních norem" (t.j. s velkými směrodatnými odchylkami) evropských autorů.(80).

Tabulka č.1

Hraniční hodnoty krevního tlaku v zátěži
(hodnoty vztažené k tepové frekvenci 110 - 150 -170 za minutu. TKS.. systolický krevní tlak [mmHg], TKD.. diastolický krevní tlak [mmHg] - 4. Korotkovův fenomén)

Ia	Chlapci	Prepubertální	Postpubertální	
	TKS	TKD	TKS	TKD
KLID	88 – 136	52 – 88	99 – 151	54 – 90
SF 110	95 – 151	54 – 74	113 – 173	46 – 86
SF 150	105 – 173	45 – 81	132 - 204	29 – 89
SF 170	110 – 182	35 – 91	142 - 214	22 – 90
Ib	Dívky	Prepubertální	Postpubertální	
	TKS	TKD	TKS	TKD
KLID	88 – 132	55 – 87	93 - 145	55 – 91
SF 110	93 – 149	35 – 95	102 - 154	52 – 84
SF 150	99 – 163	44 – 84	121 - 181	46 – 86
SF 170	107 – 171	37 – 89	130 - 190	40 – 88

Převzato z: Radvanský, J., 1999

Problematika hodnocení zátěžového krevního tlaku u pacientu s vrozenými srdečními vadami, se problematika dynamiky TK týká zejména insuficience aortální chlopně a koarktace aorty. Právě pro možnost nediodagnostikované koarktace měříme krevní tlak u dětí a adolescentů na pravé paži. V obou případech vada nebývá spojena s dysfunkcí sinoatriálního uzlu, takže tepová frekvence reaguje na zátěž normálně. Můžeme tedy používat výše uvedených norem finských autorů, vztažených k pohlaví a tepové frekvenci,

případně nepublikovaných vlastních laboratorních norem jen málo odlišených od hodnot v tab.č.1.(103).

24hodinové ambulantní monitorování krevního tlaku (ABPM), je relativně nová metoda, s výhodou mnohočetných měření TK pacienta během dne i noci a poskytuje komplexnější informace o úrovni, variabilitě a časovém průběhu TK a SF.(134) Přístroje pro ABPM měří buď oscilometricky nebo auskultačně a vyhodnocení je grafické a tabulkové. Lze sledovat hypertenzní špičky během dne i ve spánku, sledovat závislost hodnot TK na aktivitě dítěte, na době podání léku, na SF.(116). ABPM nám dává dobrou korelaci s intraarteriálním měřením, nevýhodou však je vysoká cena přístroje a spolupráce dítěte.(115). Digitální přístroje s manžetou přikládanou na prsty nebo zápěstí nejsou z důvodu značné nepřesnosti doporučovány.(152). ABPM je dnes u nás dostupnou metodou, která by měla být vyhraněna nemocným, kde kauzální měření tlaku není dostatečným kritériem prognostické závažnosti.(119).

2.1.6 Regulace krevního tlaku

Krevní tlak ve vysokotlakém, odporovém systému arteriálního řečiště je výsledkem vztahu minutového objemu srdce, elastických vlastností cévní stěny, periferního odporu cévního řečiště a viskozity krve. Tlakový spád perfuzní tlak v arteriálním řečišti je významným faktorem pro zabezpečení průtoku krve tkáněmi.(144).

2.1.6.1 Význam nervové aferentace

Pro regulaci tonu vazomotorického centra, má největší význam přívod aferentních, nervových impulsů z oblasti presoreceptorů, sinus caroticus a arcus aortae, cestou n. glosopharingeus nebo n. vagus. Vzestup vzruchové aktivity přiváděné z těchto receptorů do vazomotorického centra při zvýšení krevního tlaku vyvolá snížení vazomotorického tonu a tím vazodilataci na periférii.(40). Z toho vyplývá, že stupňovaná vzruchová aktivita z presoreceptorů má tlumivý vliv na krevní tlak.(138).

Děje řízené nervy vegetativními nelze ovládat vůlí, jsou určeny pro oblast vegetativní, eferentní motorická vlákna jsou určena pro činnost žláz s vnitřní sekrecí, hladkou svalovinu cévní a srdce.

Z hlediska morfologického i funkčního lze autonomní eferentní dráhy rozdělit na část kraniosakrální parasymptikus a thorakolumbální sympatikus.

Na základě experimentálních studií se předpokládá, že stimulace presoreceptorů nezávisí primárně na absolutní hodnotě arteriálního tlaku, ale na charakteru jeho aktuální změny. Přitom presoreceptory jsou drážděny napětím v cévní stěně a odporem cévní stěny proti deformaci. Tím je snad možno vysvětlit i tu skutečnost, že vzruchová aktivita aferentního nervu sinus caroticus se zvyšuje po místní aplikaci adrenalinu na cévní stěně i tehdy, když se zabrání změně jejího průsvitu. Tím je snad možno vysvětlit i tu skutečnost, že při chronickém zvýšení krevního tlaku, se zachová regulační význam změny vzruchové aktivity z těchto cévních receptorů. To i tehdy, když absolutní hodnota regulovaného krevního tlaku je na podstatně vyšší úrovni.(113).

Kromě aferentace z presoreceptorů může mít na změnu tonu vliv i aferentace z receptorů jiných oblastí. Jde např. o receptory srdce, plic, a dýchacích cest, ze svalových receptorů či z nociceptorů.(110).

2.1.6.2 Činnost vazomotorického centra

Vazomotorické centrum ovlivňuje nervové řízení činnosti cév a je uloženo v prodloužené míše. Toto nervového ústředí řízení cév má dvě části, vazokonstrikční a vazodilatační. Z ústředí vychází dráhy dvojího typu, jedněmi se uskutečňuje vazokonstrikce, druhými vazodilatace.

Aktivita na úrovni formatio reticularis prodloužené míchy se projevuje difúzí, generalizovanou vasokonstrikcí v převážné části cévního řečiště prostřednictvím alfa adrenoreceptorů. K vazodilataci dochází jen pasivně.

Na segmentální úrovni v páteřní míše jsou ještě segmentální vazokonstrikční míšní ústředí, která jsou v součinnosti s vyššími nervovými centry.

2.1.6.3 Humorální vlivy na tonus vazomotorického centra

Přenos vzruchů na výkonný orgán se děje humorálně, mediátorem sympatiku, adrenergických neuronů, v postgangliovém úseku je noradrenalin, s výjimkou neuronů inervujících potní žlázy a hladkou svalovinu cév kosterních svalů. Mediátor, který se uvolňuje ze zakončení parasymptikus, cholinergních neuronů, je acetylcholin.

Na všech projevech intenzivní vazokonstrikce se podílí hlavně zvýšená sekrece hormonů dřeně nadledvin. Jedná se o periferní působení na hladká svalová vlákna cév. Není možno vyloučit ani jejich centrální účinek. Poukazovala by na to i skutečnost, že neurony vazomotorického centra a neurony adrenosekreční, které prostřednictvím nervus splanchnikus aktivizují sekreční činnost dřeně nadledvin, jsou v úzkém funkčně morfologickém vztahu.(110).

Zvýšené vyplavování adrenalinu a noradrenalinu na cévní tonus má význam především v podmínkách, kdy je potřebná obnova porušené homeostázy vnitřního prostředí. K obnově homeostázy je zprostředkovatelem vegetativní nervový systém řízený vyššími nervovými centry.(82).

2.1.6.4 Dřeň nadledvin

K vegetativnímu nervstvu se řadí i paraganglia. K největším sympatickým paragangliím patří dřeň nadledvin. Je inervována pregangliovými cholinergními vlákny, což souvisí s původně odpovídajícími neurony sympatiku. Specializovala se na syntézu adrenalinu a noradrenalinu a jejich vylučování do krve. Zpětně adrenalin stimuluje adenokortikotropní hormon (ACTH) z adenohypofýzy, který stimuluje kůru nadledvin.

Hlavním úkolem katecholaminů – adrenalinu, noradrenalinu uvolňovaných při poplachové reakci je mobilizovat zásobní chemickou energii glykolýzou a lipolýzou, podporovat příjem glukózy buňkami a dát tak zvýšeně činným svalům k dispozici dostatečné množství paliva – glukózu a mastné kyseliny.

Katecholaminy dřeně nadledvin ovlivňují také iontové hospodářství draslíku. Přesun mezi intra a extracelulární (ECT) tekutinou je zajišťováno hormonálně. Akutní zvýšení draslíku v ECT vede k sekreci inzulínu, který podpoří vstup draslíku do buněk a tím jeho koncentraci v ECT sníží. Vstup draslíku do buněk stimuluje také adrenalin, aldosteron a alkalóza.(118).

2.1.6.5 Kůra nadledvin

V kůře nadledvin se tvoří mineralokortikoidy, v zoně glomerularis. Hlavním účinkem těchto hormonů spočívá v řízení transportu sodíku a draslíku v ledvinách a dalších orgánech. Hlavním mineralokortikoidem je aldosteron, který patří mezi steroidy. Na jeho biosyntézu působí stimulačně kortikotropní hormon. Mineralokortikoidy jsou také

ovlivňovány glomerulotrofinem. Adrenoglomerulotropin stimuluje adrenální kůru k sekreci aldosteronu. Aldosteron působí retenci sodíku v těle, tím dochází sekundárně k zvětšení extracelulární tekutiny se zvýšením krevního tlaku. Základní úlohu přitom hraje uvolňování angiotenzinu II, který je nejsilnější vazokonstrikční látkou v organismu. Působí přímo na arterioly a pravděpodobně se tvoří v CNS. V ledvinách také působí vazokonstrikčně a navíc se uplatňuje čistě lokálně ve smyslu tubuloglomerulární zpětné vazby v jednotlivých nefronech.(10).

Za řízení a uvolňování glukokortikoidů jsou odpovědné kortikotropní hormon (CRH) a ACTH, a tím dojde k uvolnění glukokortikoidů kortizolu ze zona fasciculata. Negativní zpětnou vazbou řídí kortizol uvolnění CRH s vlivem na ACTH. Glukokortikoidy mimo svůj účinek metabolický, protizánětlivý a imunosupresivní, také působí periferní vazokonstrikci.

2.1.6.6 Řízení systému renin - angiotenzin

Náhlý pokles krevního tlaku stimuluje uvolnění reninu drážděním baroreceptorů v juxtaglomerulárním aparátu. Renin aktivuje angiotenzion I a ten angiotenzin II s vazokonstrikčním účinkem. Angiotenzin II následně stimuluje produkci aldosteronu. To vede k opětovnému stoupnutí tlaku a efektivního objemu plazmy a tím k opětovné normalizaci výdeje reninu.

Stres vede ke zvýšení krevního tlaku a tepové frekvence i u zdravých osob. U osob s genetickou predispozicí je presorická reakce na stres výraznější a trvá déle. Je provázána i vyšším výdejem adrenalinu a noradrenalinu, což vede ke zvýšení minutového srdečního výdeje i periferní cévní rezistenci a dochází k vazokonstrikci v ledvinách s následnou retencí sodíku a aktivací systému renin – angiotenzin. Stres se nepochybně účastní vzniku hypertenze, ale daleko obtížnější je prokázání jeho vlivu v pozdějších stádiích hypertenze.(77,109).

2.1.6.7 Řízení systému kalikrein - kinin

Při cholinergní stimulaci jsou uvolňovány také enzymy kalikreiny, které uvolňují z plazmatických kininogenů silně vazodilatačně působící bradykinin. Kalikrein se tvoří a je skladován v buňkách distálních tubulů. Kalikrein uvolňuje z plazmatických globulinů kininy bradykinin, lysyn-bradykinin. Kininy jsou vazodilatátory. Stimulují v ledvinách

syntézu a uvolňování prostaglandinů. Výsledkem je zmenšení vazokonstrikčního a antidiuretického působení angiotensinu II. Dochází ke zvýšení vazodilatačního a diuretického působení kininů.

2.1.6.8 Periferní vlivy na cévní tonus

Místní změny tonu cévního řečiště mohou vznikat nezávisle na vlivech z vazomotorického centra. Jde o vliv periferně uložených nervových struktur – autonomních ganglií, významný vazodilatační účinek se připisuje také oxidu uhličitému.

2.2 Vliv tělesné zátěže a změny polohy těla na oběhový systém

Tělesná zátěž je provázána řadou změn, které závisí na intenzitě a druhu zatížení i na stupni adaptace jednotlivce. Srdeční činnost je přiměřená potřebě organismu a zvětšuje se úměrně s intenzitou svalové činnosti a zvětšující se potřebě kyslíku. Spotřeba kyslíku může být více jak 18ti násobná, zvýší se i přes 7 l kyslíku za minutu, ale minutový objem srdeční se zvýší zhruba 7krát, takže může dosahovat hodnot až 25-40 l/min.(144).

2.2.1 Vliv tělesné zátěže na oběhový systém u dynamické zátěže

Dynamická svalová zátěž klade na srdce hlavně objemové nároky – velký minutový srdeční výdej. Čím je zátěž vyšší, tím větší je spotřeba kyslíku ve svalstvu a tím větší musí být i množství krve přiváděné do pracujících svalů.(60).

Minutový srdeční výdej vzrůstá zhruba lineárně se spotřebou kyslíku. Srdeční frekvence má lineární vzestup v celém rozsahu stoupající zátěžové intenzity. Vzestup minutového srdečního výdeje po stránce tlakové je kompenzován poklesem periferní cévní rezistence.(75). Dynamická, rytmická svalová činnost klade na oběhový systém především nároky objemové. Nároky na srdce plynou hlavně z potřeby urychlit srdeční frekvenci.(1,2,3,82).

2.2.2 Vliv tělesné zátěže na oběhový systém u statické zátěže

Statická činnost má naproti tomu nároky převážně tlakové, jde o zvýšení krevního tlaku systolického, diastolického i středního. Většina studií se shoduje na tom, že celková periferní cévní rezistence se při statické zátěži nesnižuje, ale ani nezvyšuje proti klidu. Při

stoupajícím minutovém srdečním výdeji to má za následek zřetelný vzestup krevního tlaku.(82).

Krev je při statické svalové činnosti redistribuována do kožních cév, nejspíše reflexním mechanismem z činného svalstva, v němž vzrůstá teplota následkem hromadění se tepla, neodváděného venózní krví.(82).

2.2.3 Reakce organismu na změnu polohy těla

Změny polohy těla z lehu do stoje (ortostáza) i ze stoje do lehu (klinostáza) jsou provázeny změnami hodnot srdeční frekvence. Příčinou jsou přesuny krve, vyvolané působením gravitace. Vzniká tak diskrepance mezi krevním zásobením výše a níže položených částí těla.

Autoregulačním mechanismem oběhového systému je reflexní činnost (nepodmíněné interoreceptivní reflexy), vycházející z různého stupně dráždění cévních baroreceptorů.(11).

Při přechodu z lehu do stoje dochází ke snížení žilního návratu a tím ke snížení systolického srdečního objemu. Snížení tohoto objemu vede ke snížení krevního tlaku a tím i ke snížení dráždění baroreceptorů.(9) Reflexně je ovlivněno kardioexcitační centrum v prodloužené míše a výsledkem je zrychlení srdeční frekvence.(28).

Při přechodu ze stoje do lehu nastávají opačné změny. Zvýšený návrat krve vede ke zvýšení systolického srdečního objemu, ke zvýšení krevního tlaku a tím ke zvýšenému dráždění baroreceptorů. Reflexně je tonizováno centrum kardioinhibiční a následkem je zpomalení srdeční frekvence.(11).

Zrychlení srdeční činnosti je výraznější při relativní převaze tonusu sympatiku nad parasympatikem, při sympatikotonii, naopak zpomalení srdeční činnosti v klinostáze je výraznější při relativní převaze tonusu parasympatiku, tj. při vagotonii.(28).

Ortoklinostatická zkouška je orientačním testem pro posouzení regulační kapacity autonomního nervového systému. U sportovců v rychlostně silových disciplínách je častější výskyt sympatikotonie, u vytrvalců naopak vagotonie. Ortoklinostatické změny srdeční frekvence se hodnotí řadou indexů:

- Ortostatické zrychlení (OZ) a průměrné ortostatické zrychlení (POZ) jsou ukazatelé úrovně sympatikotonie a nejlépe odráží ontogenetickou dynamiku
- Klinostatické zpomalení (KZ) je ukazatelem úrovně parasympatikotonie (vagotonie)

- Ortoklinostatická diference (OKD) je výrazem širše regulativního vlivu autonomního nervstva, porovnává změny v ortostáze a klinostáze
- Index lability (IL) je ukazatelem vyrovnávajícího vlivu parasymptiku v průběhu ortostázy, kdy převažuje působení symptiku.(11).

Hodnocení oběhových změn při ortoklinostatickém reflexu:

- Ortostatické zrychlení(OZ)

Tepů za minutu –1	oběhová reakce
méně než 7	vagotonická
7,1-12,0	normotonická
12,1-18,0	zvýšená dráždivost symptiku
více než 18	sympatikotonická

- Průměrné ortostatické zrychlení (POZ) v dospělosti 1,2-3,5

Získaná rozmezí pro věk	19-21 let
	0,20-3,50 muži
	0,05-2,79 ženy

- Klinostatické zpomalení (KZ) v dospělosti 0,1-1,6

Získaná rozmezí pro věk	19-21 let
	0,09-1,60 muži
	0,42-1,66 ženy

- Index lability (IL) v dospělosti 2,2-4,7

Získaná rozmezí pro věk	19-21 let
	0,90-4,74 muži
	1,81-4,45 ženy

- Ortoklinostatická diference (OKD) v dospělosti 4,0-5,0

Získaná rozmezí pro věk	19-21 let
	2,33-6,45 muži
	3,07-7,01 ženy. (10).

2.3 Vyšetřovací metody v kardiologii

2.3.1 Zátěžové testy

Zdrojem zatížení může být zatížení organismu psychické, fyzické, rozděleno podle typu svalové práce: dynamické, statické.

Podle charakteru zátěže: běh, chůze, vystupování, dřepy, změna polohy, ergometricky. Při ergometrii se může jednat o zatížení nepřerušované, přerušované, konstantní – stupňované, stupňované bez pauzy, s pauzou, stupňované s steady state, bez steady state. Podle zevních podmínek zátěže chlad, teplo, hypoxie, hypobarie. Někteří autoři uvádí zatížení i elektrické, farmakologické.(96,133). Mezi jednoduché zkoušky funkční diagnostiky patří také: přesuny vlastní hmotnosti - dřepy při Ruffierově zkoušce, ztížené podmínky usilovného výdechu při Flackově zkoušce, nebo Brouhův step test s výstupem na stupeň.(10).

Pomocí zátěžových testů sledujeme v klinické praxi dva cíle. Vyprovokovat identifikovatelnou klinickou odpověď na zátěž, což mohou být klinické známky jako jsou bolest a dušnost, dále změny fyziologických ukazatelů zahrnující krevní tlak a tepovou frekvenci, nebo přítomnost specifických abnormalit, kam nejčastěji řadíme ST–T změny elektrokardiogramu, arytmie, poruchy kinetiky zjistitelné echokardiograficky nebo poruchy perfúze při radionuklidovém vyšetření. Dalším cílem chceme zjistit stupeň zátěže dosažený v době této klinické odpovědi nebo zátěže při maximálním úsilí.(54)

V současné době máme k dispozici řadu zátěžových testů a jejich výběr je dán informací, kterou chceme získat.(55). V této disertační práci je použito ortostatického testu a bicyklové ergometrie, které zkouší a testují reakce kardiovaskulárního aparátu.

Diagnostikou celého procesu obecné tělesné zdatnosti a pohybu se zabývá funkční zátěžová diagnostika, která k tomuto účelu využívá práce velkých svalových skupin. Funkční zátěžové zkoušky lze členit na specifické, sledování organismu během závodní či soutěžní aktivity, ideálně přímo v terénu či v laboratoři, a na testy nespecifické. U terénních testů bývá problém standardizace podmínek měření. V laboratoři se stanovují maximální funkční parametry, úroveň anaerobního prahu, závislost vzestupu srdeční frekvence na spotřebě kyslíku apod.(43,44,45).

Většina terénních testů využívá snadno stanovitelných parametrů – srdeční frekvence a koncentrace laktátu v kapilární krvi, které lze srovnat s výsledky laboratorních testů, zejména s maximální spotřebou kyslíku, maximální srdeční frekvencí, maximální koncentrací laktátu i se zjištěnou úrovní anaerobního prahu. Pro zátěžový test se podle jeho účelu volí intenzita a trvání zatížení i způsob zvyšování zátěže. Užívají se testy stupňované maximální, submaximální do 75% max. spotřeby kyslíku, testy konstantní na úrovni anaerobního prahu na 90% maxima, nebo na testy střídavé intenzity.(43,44,45).

Byla vypracována celá řada motorických testů, kde cílem studie bylo stanovení standardů kardiorespirační zdatnosti a motorické výkonnosti v běhu nebo chůzi na 2000 m.

Standardy jsou většinou sestaveny na základě daného měření pro určitou, charakteristicky danou skupinu osob, popřípadě i na základě českých populačních norem.(15,16)

Pro stanovení kauzálních vztahů mezi pohybovou činností a stavem organismu je třeba vyjádřit jejich celkovou náročnost. Laboratorní referenční hodnoty jsou přesně stanovené údaje vypovídající o momentálním složení těla.(148).

Tabulky hodnot některých fyziologických parametrů ve vztahu k zátěžové intenzitě, reprezentují výsledky zátěžového vyšetřování v laboratoři FDL KU pro možnost bližšího srovnání výsledků různých laboratoří.(67).

Standardy kardiopulsační zdatnosti a motorické výkonnosti platné pro muže a ženy, jsou konstruovány jako dlouhodobé vzhledem k tomu, že kardiopulsační zdatnost musí zajišťovat ochranu před některými civilizačními chorobami ve věku 50 let. Jde o světově uznávaný věkový limit.(14,15)

Postup zátěžového vyšetření závisí značně na stavu hemodynamiky pacienta a je nutné jej individuálně konzultovat s kardiologem. Zátěžové vyšetření je indikováno k odhalení arytmií, posouzení změn zdatnosti v závislosti na hemodynamickém obrazu a ke stanovení profesního zaměření pacienta. Ačkoliv je hemodynamika těchto pacientů podstatně změněna, výkonnost více než třetiny pacientů zůstává v mezích populační normy a první větší soubor identicky zátěžově vyšetřených pacientů již ukázal signifikantní vztahy mezi perioperačními parametry a výkonností, čímž může zpětně posloužit ke zdokonalení operační techniky těchto velmi těžkých srdečních vad. Také zkušenosti autorů potvrzují překvapivě vysokou tělesnou zdatnost těchto pacientů, dostatečnou pro většinu pracovních i rekreačních aktivit.(104,106).

2.3.1.1 Ortostatický test

Ortostatický test se používá jako pomocná metoda v diagnostice neurovegetativních regulací centrální i periferní cirkulace. (96)

Ortostatický test je laboratorně změněná poloha těla. Posturou se rozumí poloha těla. Při změně polohy z lehu do stoje – ortostáza, jsou cévy na nohou zatíženy krevním sloupcem, tj. přídatným hydrostatickým tlakem. Ten vede k rozšíření velmi lehce roztažitelných žil oproti artériím, čímž se zadrží asi 0,4 l krve. O toto množství krve se zmenší tzv. centrální krevní objem. Následkem toho klesá žilní návrat do levého srdce a tím také tepový objem a minutový srdeční výdej.

Aby se zabránilo příliš velkému poklesu krevního tlaku, za určitých podmínek se jedná o ortostatický kolaps, musí reflexně stoupnout srdeční frekvence a periferní odpor – ortostatický reflex. (138).

Vlivem gravitačního působení se během ortostázy bez následné činnosti kosterního svalstva přesouvá větší množství krve do dolní poloviny těla, v žilách hlavy je naopak podtlak. Během pohybu se uplatňuje činnost svalové pumpy, o účinnosti izometrické kontrakce horní končetiny bylo podrobně pojednáno v mé diplomové práci.

2.3.1.2 Bicyklová ergometrie

Bicyklová ergometrie je laboratorní modelování tělesné zátěže dynamického charakteru.(43) Bicyklová ergometrie (BE) patří k nejčastějším a nejužitečnějším zátěžovým testům.(30,32,34,52,57). BE umožňuje přesně dávkované a reprodukovatelné zatížení, poskytuje informace o fyzické zdatnosti a výkonnosti, vyvolává měřitelnou a interpretovatelnou reakci všech funkčních hodnot, umožňuje sledování a posuzování již v klidu existujících abnormálních změn, vede k provokaci patologických reakcí funkčních hodnot, které se v klidu neprojeví, přispívá nejen k posouzení funkčního stavu, ale i ke stanovení diagnózy, určení vhodné terapie i kontrole její účinnosti a v neposlední řadě i k preskripci správné a účelné pohybové léčby.(96).

Pro měření stavových veličin - funkčních parametrů v laboratoři, používáme při zatěžování v závislosti na druhu sportu šlapací ergometr - bicyklové ergometrie, běhací koberec nebo speciální ergometry simulující pádlování či veslování. Základním kritériem pro použití každého zatěžovacího prostředku - ergometru je jeho biomechanická podobnost s pohybovou činností, se kterou je prováděn vlastní tělesný výkon.(16,17).

Na zdroj tělesného zatížení v laboratorních podmínkách, tedy na i bicyklový ergometr jsou kladeny určité požadavky. Jde o to, aby byla pohybová činnost jednoduchá, bez větších nároků na obratnost, s ideální možností vyjádřit zátěž vykonanou prací v příslušných fyzikálních jednotkách, což je nutný předpoklad pro solidní reproduibilitu výsledků. Z dalších požadavků je důležité, aby nebylo překážkou, sledování různých funkčních parametrů během zátěže.(8).

Také je třeba, aby se minimalizovala možnost úrazu a aby byly schůdné prostorové i finanční zdroje. K technickým požadavkům na konstrukci bicyklového ergometru patří i možnost adaptace výšky sedla, vzdálenost sedla od řidítek, výše řidítek podle tělesných rozměrů.(4). Určitou nevýhodou jsou velké nároky na některé svalové skupiny dolních

končetin vedoucí k nepříjemným pocitům místního přetížení, únavy až bolesti, jak se s nimi setkáváme u osob netrénovaných.(5,82).

Bicyklová ergometrie umožňuje kromě klasické práce dolních končetin i použití pro práci horními končetinami rumpál, a při vhodném zařízení i práci vleže.(43).

Aerobní testy na bicyklovém ergometru (Wintage testy), nejsou dostatečně citlivé pro zjištění změn v metabolické a morfologické adaptaci svalu na rychlostně-silovou práci.(44) V all-out testech se sledují změny výkonu v závislosti na době trvání práce.(45).

Mezi funkční hodnoty výkonnosti se řadí: výkon, výdej energie, čas, rychlost, vzdálenost, pracovní kapacita, pracovní tolerance a indexy výkonnosti. K hlavním kardiovaskulárním hodnotám patří srdeční frekvence a krevní tlak.(58).

Testem se stupňovanou zátěží se rozumí zátěžový test, při němž se postupně zvyšuje tělesná zátěž od velmi lehké, přes lehkou, střední atd., a při tom se sleduje reakce některých určitých patologických známek při zvýšených nárocích na organismus.(7). Postup takového vyšetření není unifikován, za optimální považujeme zvyšovat zátěž např. na bicyklovém ergometru ve vztahu k jednotce hmotnosti těla. Trvání zátěže na každém stupni závisí hlavně na tom, co se sleduje.(59). Pro většinu indikací bude postačující doba tři minut na každém stupni, kdy je již dosaženo přibližně rovnovážného stavu a tedy určité setrvalé funkce transportního systému.(67). Na konci této doby zaznamenáváme hodnoty měřených veličin, ideálně ihned po zastavení.

K nejrozšířenějším typům stále patří klasický Monarkův ergometr s mechanickým bržděním s regulovatelným třecím odporem, ale existuje celá řada ergometrů bržděných elektricky nebo i elektronicky, nebo i s předem neprogramovatelným postupem zátěží. Rozdíly ve vybavení nepředstavují základní požadavky zátěžového vyšetřování, protože důležitější z hlediska reproducibility je požadavek kalibrace aplikované zátěže.(82).

2.3.2 Indikace a kontraindikace zátěžových testů

2.3.2.1 Indikace zátěžových testů

Indikace zátěžového testování jsou široké, protože se používají v klinické medicíně, v posudkové činnosti, v rehabilitaci a v preventivních oborech, jako je tělovýchovné lékařství.(95).

a) Diagnostické

- posouzení funkčního stavu organismu, zdatnosti, výkonnosti

- stanovení a potvrzení diagnózy: ICHS, stavy po IM, intermitentní klaudikace, astma bronchiale
- odhalení latentních onemocnění (96)
- b) *Kontrolní*
 - hodnocení účinnosti a vhodnosti neinvazivní terapie: pohybová terapie, dietologická intervence, medikace
 - hodnocení výsledků invazivní terapie, jako jsou operace, angioplastiky, transplantace srdce, bypassy (96)
 - kontrola efektu balneoterapie
- c) *Prognostické*
 - prognóza vývoje onemocnění, recidivy, komplikace
 - predikce účinnosti plánované intervence, včetně operačního rizika
 - předpověď fyzické zdatnosti a výkonnosti (96)
 - posuzování budoucí pracovní schopnosti u mladistvých se změnou pracovní schopnosti
- d) *Preventivní*
 - primární a sekundární prevence některých interních onemocnění
 - vyšetření rizikových skupin (pozitivní rodinná anamnéza – ICHS, dyslipidémie
 - stanovení bezpečné zátěžové tolerance (96).

2.3.2.2 Kontraindikace zátěžových testů

- a) *Absolutní*
 - jakékoliv akutní horečnaté onemocnění a období rekonvalescence
 - akutní onemocnění, akutní IM, tromboflebitidy, perikarditidy, endokarditidy
 - závažné dysrytmie
 - akutní plicní embolizace, cévní příhody
 - závažná aortální stenóza
 - dissekující aneurysma aorty
 - maligní hypertenze, těžká plicní hypertenze
 - příznaky srdeční nebo dechové insuficience
 - aktivní chronická onemocnění
 - těžký fyzický handicap (11,97)
- b) *Relativní*
 - nestabilní angína pectoris

- méně závažné arytmie (fibrilace síní, A – V blokády)
- některé chlopenní vady
- některé stavy po IM
- nevládnutelné metabolické choroby (tyreotoxikóza)
- psychiatrická onemocnění
- neochota pacienta ke spolupráci (11,97)

Bicyklová ergometrie je metoda bezpečná s pravděpodobností výskytu infarktu myokardu nebo smrti 1 na 10 000 testů. Přesto je třeba vždy posoudit, zda předpokládaný přínos převáží možná rizika. To je zvláště důležité u relativních kontraindikací.(54).

2.3.2.3 Indikace k přerušení zátěžového testu

V průběhu vyšetření se mohou vyskytnout situace, které jsou příčinou přerušení zátěžového testu. Důvody přerušení musí být uvedeny v zátěžovém protokolu. Limitačními symptomy, kdy vyšetřovaný namůže pokračovat přes bolest, únavu mohou být indikací k přerušení zátěžového testu. Indikací k přerušení zátěžového testu může být: typické anginózní bolesti, známky ischemie na EKG (ischemické ST deprese), dyspnoe, . EKG změny – arytmie (fibrilace a flutter síní, komorová tachykardie, A – V blokáda II. a III. stupně), klaudikační obtíže, pokles TK při stoupající zátěži, závratě, zmatenost, poruchy koordinace, porucha přístroje, nebo na žádost vyšetřovaného. Vzestup TKS nad 240 mm Hg, TKD nad 120 mm Hg je považováno za indikaci k přerušení testu.(96).

2.3.2.4 Faktory ovlivňující výsledky zátěžových testů

a) Vlastnosti pacienta

Věk, pohlaví, výška, hmotnost a další somatické předpoklady, zdravotní stav - druh a závažnost onemocnění, pohybová anamnéza, dieta, zotavení, nikotin a alkohol, léky, oděv a obuv, psychické faktory jako je motivace a ochota spolupracovat.(96). Zátěžové testy v dětské kardiologii mají svá specifika. Je nutné respektovat růst a vývoj dítěte pro srovnatelnost testů.(66).

b) Prostředí

Teplota, relativní vlhkost, tlak a proudění vzduchu, denní doba, cirkardiální rytmy.
(96)

c) *Metodické podmínky*

Protokol, druh zatížení, technická a funkční úroveň přístrojového vybavení, zkušenosti personálu, poloha těla, variabilita měřených parametrů. (96).

d) *Protokoly zátěžových testů*

Metodické postupy zátěžových testů podstatně ovlivňují výsledky. Rozhodující úlohu přitom hraje intenzita, frekvence pohybů, trvání a typ tělesné zátěže. Zatím neexistují jednotné protokoly. V praxi se proto setkáváme s nejrůznějšími postupy, které poskytují rozdílné výsledky a znemožňují tak jejich srovnatelnost.(72,96).

2.3.2.5 Protokoly testů u bicyklové ergometrie

- jednostupňový test
- stupňovaný test
 - s přestávkami
 - bez přestávek
- test s téměř kontinuálním zvyšováním zátěže
- test s kontinuálním zvyšováním zátěže
- kombinovaný test (různé varianty výše uvedených testů)
- test W_{170} (98)

2.3.2.6 Celkové trvání zátěžového testu

Celkové trvání zátěžového testu se odvíjí od charakteristiky jednotlivých zátěžových testů. Některé zátěžové testy, mohou být příliš krátké, to znamená, že zátěž roste příliš rychle a jsou ukončeny dříve, než je získán dostatek informací.(109) Testy příliš dlouhé, s malým zvyšováním zátěže, končí předčasně pro demotivaci nebo nepohodlí vyšetřovaného, jako je tlačící sedlo.

2.3.2.7 Analýza variability srdeční frekvence

Již řadu let se ve fyziologii a klinické medicíně provádí statistická analýza prosté variability srdečního rytmu. Srdeční rytmus není za fyziologických podmínek zcela pravidelný. Pro pravidelné oscilace srdečního rytmu se ujal název variabilita srdečního rytmu, dalo by se užít také variabilita intervalu R-R, nebo také variabilita srdečních period. Hodnotí se např. celkový efekt regulace, automatické funkce, vegetativní homeostáza,

aktivity vasomotorického centra, sympatického kardiovaskulárního centra, frekvenční komponenty spektra variability, difference intervalu R-R.

Fyziologické studie používají spektrální analýzu krátkodobých záznamů získaných za standardních podmínek a rozšiřují naše znalosti o funkci autonomního nervového systému a jeho účasti v patogenezi celé řady kardiovaskulárních onemocnění. Cílem je posoudit stav sympatiku a parasympatiku. Používá se při diagnózách a sledování efektu léčby hypertoniků, pacientů po infarktu myokardu, při hodnocení výsledků ortostatických testů, zátěžových testů i v diagnostice onemocnění nervového systému, nebo pro hodnocení únavy.(19,68).

Spektrální analýza variability srdeční frekvence umožňuje posuzovat i změny sympatikovagové rovnováhy a diagnostikovat organické postižení autonomní regulace. Pro usnadnění interpretace nálezů byla provedena zkouška leh-stoj-leh, v níž se v závislosti na míře ortostatické zátěže střídá vleže převaha aktivity vagu, vstoje sympatiku a po opětovném položení opět aktivita vagu.(92).

Variabilita srdeční frekvence nachází uplatnění především v kardiologii, kde odhaluje zvýšené riziko náhlé smrti. V současné době nachází své uplatnění i v tělovýchovném lékařství.(143).

2.3.3 Impedanční metody

Impedance plethysmography je metoda určování změn objemů tkáně v těle, je založená na měření elektrického odporu na povrchu těla .

Většina živých tkání jsou diamagnetické, protože voda je jejich hlavní složka. Jestliže je na oblast hrudníku aplikováno silné magnetické pole, pohyby srdce, krve a hrudního koše během srdečního cyklu, způsobují změny v magnetickém toku, proto je možné monitorovat tyto změny.(26).

2.3.3.1 Tkáňová impedance

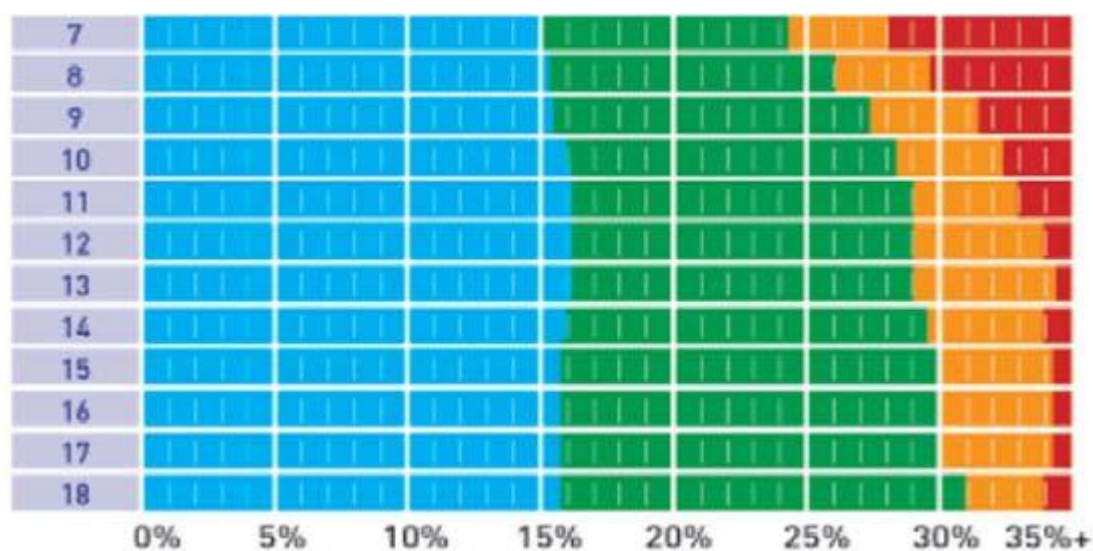
Jestliže je proud převeden stejnými elektrodami jako měření napětí, potom je distribuce citlivosti, což je hlavní pozice, je ta samá jako distribuce použitého proudu. Tato metoda je založena na měření odporu tkání. Odpor tkání, který je měřen, je různý, od 1,6 ohmu v krvi až do 170 ohmu u kostí. Mezi měkkými tkáněmi je rozdílnost od 20 ohmu v plicích do 10 ohmu v tuku.(155).

2.3.3.2 Bioimpedance – metoda k měření tuku a vody v těle

Jedna z měřících metod pro měření tuku a vody v těle, vyvinutá vědci z celého světa, se nazývá bioelektrická impendanci analýza –bioimpedance, neboli bioelektrická impedance. Při této metodě prochází tělem slabé, pro lidské tělo naprosto bezpečné a nepostřehnutelné elektrické proudění. Měření je založeno na skutečnosti, že elektrický proud prochází snadněji tekutinou v našich svalech než tukem. Proudění prochází oběma nohama a tím umožňuje měřit elektrický odpor těla.(40).

Elektrický odpor je závislý na množství vody v těle. Naše svaly obsahují konstantní podíl vody - 73 %. Změříme-li elektrický odpor, můžeme použít tento údaj přímo pro vypočítání objemu svalové hmoty v dolních končetinách. Druh pohlaví a tělesná výška se potom používají při výpočtu celkového objemu svalové hmoty. Tělesný tuk funguje jako izolace - snižuje schopnost procházení elektrického proudění - proto nemůže být vypočítán přímo. Místo toho je určen nepřímo z naměřené váhy použitím následujícího vzorce: *Objem tělesného tuku = váha těla - hmotnost svalů*. Tato metoda umožňuje započítat do výpočtů celkový objem tuku. Objem vody v těle je změřen vypočítáním 73 % z celkového objemu svalů. Varování: Metoda bioimpedance není vhodná pro osoby s tělními stimulatory či dalšími elektronickými implantáty, neboť metoda měření odporu lidského těla by mohla negativně zasáhnout do činnosti těchto přístrojů. Bioimpedance je vhodná pro dospělé a děti starší 10 let.

Tabulka č.2
Hodnoty tělesného tuku pro dívky



(převzato: compex.zdravi-cz.eu/bioimpedance.php, 2010)

První sloupec udává věk, další sloupce naměřenou hodnotu tuku, ze které lze získat informace podle následujícího klíče:

modrá barva = podvyživený

zelená barva = zdravý

žlutá barva = otlý

červená barva = obézní

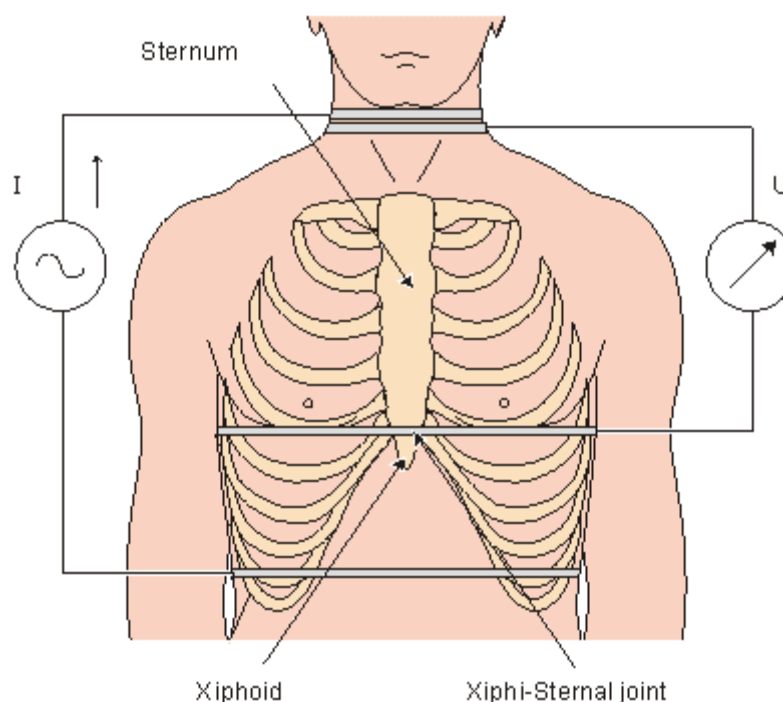
2.3.3.3 Elektrická impedanční kardiografie

Kardiografická impedance je o měření impedance na hrudníku. Jde o neinvazivní vyšetřovací metodu centrální hemodynamiky. Při měření na hrudníku se používá frekvence proudu od 20-100 kHz a odpovídající napětí. Pro přesnější měření jsou používány elektrody v párech, vnější pár pro proud a vnitřní pár pro měření napětí. (135).

Z vnějšího páru se jedna elektroda umístí na oblast dutiny břišní, druhá elektroda se umístí na horní část krku. Pro vnitřní pár se jedna elektroda umístí na hrudník, do oblasti dolní části sternu, na úroveň xifosternálního skloubení, druhá na spodní část krku. Pásek elektrod je často nahrazen normálními Ekg elektrodami. (135).

Obrázek č.2

Názorné umístění elektrod u kardiografické impedance na hrudníku

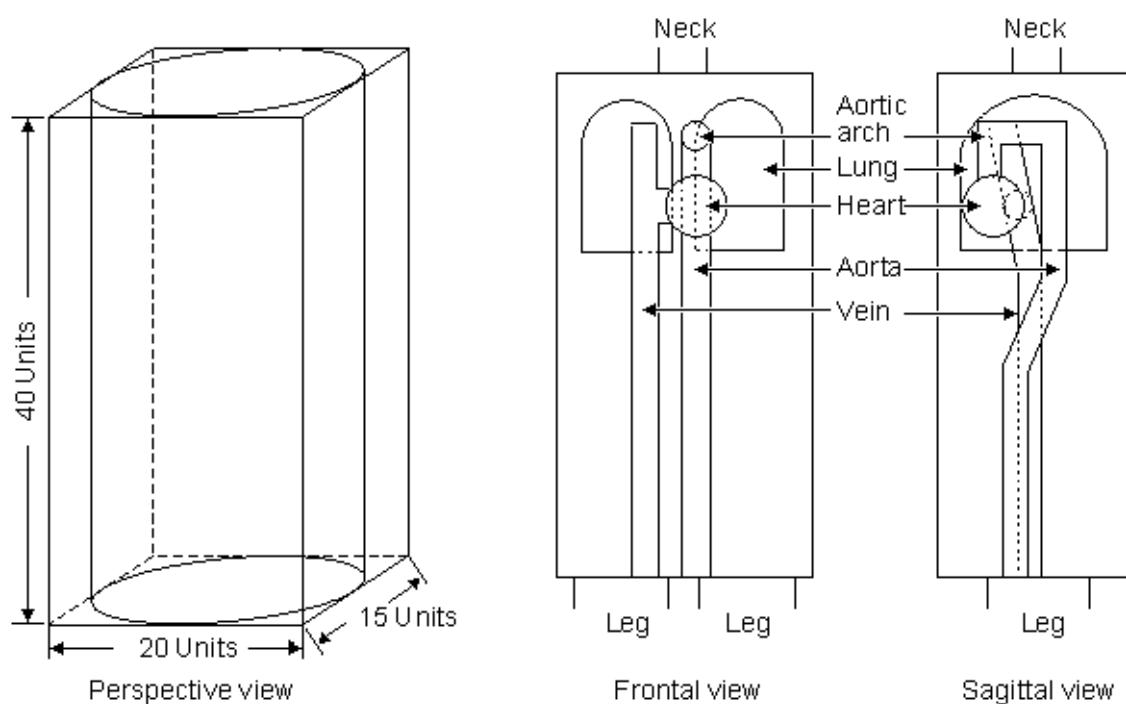


Elektrickou impedanční techniku (EIT) lze použít při změně umístění elektrod i na jiných místech těla, např. na končetinách.

Pomocí EIT lze sledovat i rychlost pulzové vlny, jako neinvazivní indikátor pružnosti stěny tepen, závislý především na věku.

Autoři na skupině dětských a adolescentních pacientů s esenciální hypertenzí došli k závěru, že již v mládí je esenciální hypertenze spojená s tužší stěnou arterií, přičemž rychlost pulzové vlny stoupá s věkem a to u hypertoniků rychleji než u zdravých. Tuhost arterií významně ovlivňuje klidový i zátěžový TK. EIT lze snímat současně na hrudníku a druhým impedančním přístrojem na bérce.(106)

Obrázek č.3
Hrudní model podle Sakamoto et al. (1979)



2.3.3.4 Využití elektrické impedanční techniky

Technika umožňující sledování srdeční činnosti bez přerušení zátěžového testu je elektrická impedanční kardiografie, kde z této lokalizace se určují změny odporu a tedy proudění v aortě a částečně v srdci. Jedná se o techniku, která dovoluje měření systolických

časových intervalů i sledování změn tepového srdečního objemu, např. při změně polohy těla, nebo při zátěži.

Tato dokonale neinvazivní technika dosud nedoznala většího rozšíření ve funkčních laboratořích, ale vlastní zkušenosti ukazují některé její možnosti jinými technikami zcela nedostupné, např. hodnocení relativních změn velikosti tepového srdečního objemu tep od tepu. To umožnilo hodnotit velikost tepového objemu předčasného stahu, postextrasystolického stahu, rozpoznání mechanického pulsus alternans aj.(82).

Kritický pohled na tuto techniku pramení z nedostatečného prozkoumání teoretických podkladů korelace mezi hemodynamickými a impedančními změnami v průběhu srdečního cyklu. K zařazení této techniky mezi běžné metody i v zátěžové fyziologii a patofyziologii je třeba dalších studií jak u populace zdravé, tak i při různých chorobných stavech.(82).

Změnou lokalizace vnějších a vnitřních elektrod elektrické impedanční techniky, založené na stejném principu jako u elektrické impedanční kardiografie, lze měřit systolický krevní tlak, rychlost pulzové vlny i u dětských a adolescentních pacientů a ukázat vztahy mezi klidovými a zátěžovými oběhovými parametry.

Pro sledování vztahu rychlosti pulzové vlny k parametrům zátěžového vyšetření dětských a adolescentních pacientů s esenciální hypertenzí, bylo použito tetrapolární elektrické impedanční kardiografie. Okamžik průchodu pulzové vlny pod měřícími elektrodami, byl definován jako okamžik maxima rychlosti změny elektrické impedance v místě měření, tedy okamžik vrcholu systolické vlny na derivované impedanční křivce. (106). V mé disertační práci bylo použito identického přístroje pro měření systolického krevního tlaku na dolní končetině s detailním popisem v kap. 4.3. Popis vlastního experimentu.

2.4 Poruchy krevního tlaku v dětském věku

Pro koarktaci aorty je charakteristická arteriální hypertenze, se zvýšením zejména systolického, ale i diastolického tlaku. Přitom přetlak je zřejmý na horních končetinách, zatím co na dolních je tlak normální nebo i snížený. Běžně je systolický tlak v a. femoralis asi o 20 mm Hg vyšší než v a. brachialis.(145).

2.4.1 Poruchy provázené arteriální hypertenzí

Mnoho vrozených srdečních vad způsobuje arteriální hypertenzi.

2.4.1.1 Vrozené srdeční vady – koarktace aorty

Mezi vrozené srdeční vady patří neuzavřené foramen ovale, defekt síňového septa, defekt komorového septa, otevřený ductus Botali, Fallotova tetralogie, transpozice velkých cév, koarktace aorty, situs viscerum inversus, anomální napojení plicních žil, a lze sem zahrnout i vady chlopní, mitrální stenozu, mitrální insuficienci, aortální stenózu a aortální insuficienci.

Jednou z nejčastějších kritických vrozených vad srdečně cévního systému je koarktace aorty. Poprvé byla popsána Meckelem r. 1750. Jedná se o stenózu nebo atresii aorty v oblasti arteriální dučeje.(48). Koarktace aorty (COA) představuje obvykle lokalizované zúžení istmu aorty v blízkosti odstupů ductus arteriosus nebo ligamentum arteriosum, většinou těsně pod odstupem levé podklíčkové tepny. Obvykle se jedná o lokalizované zúžení, ale koarktace může být provázena i hypoplazií aortálního oblouku a istmu.(127,128) Hemodynamicky významná koarktace má invazivně stanovený vrcholový tlakový gradient ≥ 20 mm Hg. Při významné kolaterální cirkulaci může mít i morfologicky významná koarktace malý gradient mezi horní a dolní polovinou těla. V některých případech se může malý průsvit koarktace uzavřít a vznikne získaná atrézie aorty (67). COA může být sdružena i s jinými vrozenými srdečními vadami.(56). Krevní tlak na horních končetinách je až o 50mm Hg vyšší než na DK, někdy je TK na dolních končetinách téměř neměřitelný.(68,91).

Rozeznává se typ infantilní – preduktální v istmu aorty, tj. mezi odstupem levé arteria subclavia a ductus arteriosus. Tato anomálie se sdružuje i s jinými malformacemi srdce a je doprovázena cyanosou dolní poloviny těla. Vyžaduje urgentní řešení v dětském věku.(127). Adultní neboli postduktální stenosa je druhým typem koarktace. Nachází se v místě ústí arteriální dučeje nebo těsně pod ní. Většinou jde o izolované úzké zúžení. Oblouk aorty před překázkou je často aneurysmaticky rozšířen a levá komora srdeční může být hypertrofická.

Onemocnění nemusí jevit dlouho známky srdeční poruchy díky vydatným kolaterálám, které se vyvíjejí přes a. mammaria a a. intercostales. Krev se tak dostává i do dolní části těla, kde je krevní tlak nižší než je v horní polovině těla.(127).

2.4.1.2 Diagnostika a léčba koarktace aorty

Koarktace aorty představuje 5-8% všech vrozených srdečních vad. Je častější u mužů v poměru 1,3 - 1,7 : 1.

Vyšší výskyt koarktace aorty je u žen s Turnerovým syndromem (až 35%).(65). Příčinou smrti bývá srdeční dekompenzace, ruptura aorty nad stenozou, mozkové krvácení nebo malacie. U dospělých je výrazně vyšší stupeň aterosklerózy v tepnách odstupujících před stenozou.(153).

Všichni nemocní se zjištěným tlakovým rozdílem jsou odesláni ke kardiologickému vyšetření, ke zvážení operační indikace, která se nejlépe provádí mezi 3.-5. rokem věku dítěte.(31,42,63). Pro vývoj rekoarktace nebyl identifikován žádný nezávislý rizikový faktor.(85).

Většina koarktací aorty je diagnostikována a operována v dětství. Diagnostika zde uvedená se týká stavu po operaci COA, detekce rekoarktace a dalších přidružených vad, které nemusely být přítomny v dětství. Vzácně může být COA objevena jako sekundární příčina hypertenze i v dospělosti.(35,54). Operace, nebo reoperace musí být indikovány včas, dříve než dojde k ireverzibilní dysfunkci.(109). Díky výborně fungující péči Dětského kardiocentra přežívá v České republice dnes více jak 80% dětí s vrozenou srdeční vadou.(101).

2.4.1.3 Klinické vyšetření u koarktací aorty

- zhodnocení TK na obou horních i dolních končetinách s určením gradientu mezi pravou horní a dolní končetinou, zhodnocení pulsací na obou radiálních tepnách a obou femorálních tepnách se zaměřením na zpoždění pulsací na femorálních tepnách, auskultace mezi lopatkami (COA) a v okolí lopatek a v mezižebních prostorech (kontinuální šelest z kolaterál).
- zátěžové vyšetření – abnormální hodnoty krevního tlaku během zátěže, kde hodnoty TKS mezi HK a DK korelují mezi 1-20mm Hg (21,56)
- EKG: hypertrofie a přetížení levé komory
- RTG plic a srdce: znamení „trojky“ na aortě, usurace spodní části žebér dilatovanými interkostálními tepnami
- echokardiografie:- suprasternální přístup se zaměřením na morfologii aortálního oblouku i gradient v descendentní aortě (měřen nejspolehlivěji pomocí tužkové sondy kontinuálním Dopplerem), při špatné přehlednosti lze COA zobrazit pomocí transesofageální echokardiografie.(55).
- u COA je nutné i zhodnocení aortální chlopně a její funkce (často je přítomna bikuspidální chlopeň aorty), celého průběhu aorty (dilatace aorty a aneurysmata),

velikosti a funkce levé komory, případných abnormalit mitrální chlopně (stenóza), vyloučení jiných přidružených vrozených srdečních vad.

- magnetická rezonance k neinvazivnímu zobrazení koarktace, rekoarktace, kolaterál, abnormalit v odstupu velkých tepen, aneurysmat, při rychlostním mapování k určení stupně restenózy.
- katetrizace a angiografie k určení gradientu a při plánované katetrizační intervenci ke znázornění tvaru a délky rekoarktace
- selektivní koronarografie při klinických symptomech, při známkách srdečního selhání, před plánovanou intervencí ve věku nad 40 let nebo při zvýšeném riziku ICHS u mladších. (55,61).

Nemocní s významnou koarktací nebo rekoarktací, kde chirurgická intervence je u dospělých zatížena významně vyšším rizikem než u dětí, by měla být prováděna na pracovišti, které má s touto problematikou zkušenosti a dobré výsledky.(136). V současné době je operováno více jak 50% pacientů s koarktací aorty v novorozeneckém věku.(86). Rekoarktace aorty se řeší primárně balonkovou angioplastikou, při jejím neúspěchu je indikována reoperace.(85).

Balónková dilatace a nebo implantace stentu je v některých centrech alternativní metodou, obecně uznávanou pro katetrizační léčbu rekoarktace a reziduální koarktace. Nelze ji použít u protézy a hypoplazie aortálního oblouku v oblasti odstupu levé podklíčkové tepny a proximálního oblouku aorty. Vzhledem k možným komplikacím může být tato metoda použita pouze v centrech s dostatkem zkušeností a s kardiochirurgickým zázemím. Dlouhodobé výsledky nejsou zatím známy.

Současná významná chlopní vada může být indikována k operaci současně s COA nebo po ní. Významnější vada je operována dříve. (76).

Kardiochirurgicky je problém vyřešen dobře, ale i při rychlé práci mohou nastat komplikace špatného prokrvení dolní poloviny těla během operace s následnými parézami a dalšími potížemi. Anamnéza a fyzikální vyšetření tvoří 70% diagnózy.(23).

Prognóza operovaných není však zcela jednoznačná. U většiny nemocných se objevuje hypertenze, neléčena pak se všemi svými komplikacemi za 15–20 let po operaci. (99,100).

2.4.1.4 Rizika a komplikace pro pacienty s koarktací aorty

Rizika u koarktací aorty jsou následující:

- další přidružené srdeční vady, vrozená stenóza aortální nebo mitrální chlopně
- hypertenze rezistentní k běžné léčbě
- cévní mozková příhoda u hypertoniků nebo při ruptuře aneurysmat mozkových cév
- disekce/ruptura aneurysmatu/aorty, cystická medionekróza při bikuspidální chlopni aorty
- těhotenství je středně rizikové i po operaci koarktace aorty, u neoperované významné koarktace je kontraindikováno. Léčba hypertenze v prekoarktační oblasti vede k hypotenzii v postkoarktační oblasti, abortu nebo úmrtí plodu. Disekce nebo ruptura aneurysmatu aorty v těhotenství bývá fatální. (53).

Komplikace u koarktací aorty jsou následující:

- komplikací chirurgické léčby může být vzácně paraplegie při ischemii míchy, zvláště u nemocných s nedostatečně vyvinutým kolaterálním řečištěm
- rekoarktace je nalézána při dlouhodobém sledování asi ve 30%
- reziduální hypertenze a zátěžová systolická hypertenze měřená na horních končetinách může být přítomna i po anatomicky úspěšné operaci, její výskyt stoupá s věkem
- výskyt aneurysmat v operované oblasti, zvláště po aortoplastice pomocí záplaty představuje riziko ruptury a náhlé smrti, aneurysmata mohou být i v oblasti ascendentní aorty a v oblasti mozkových tepen (Willisův okruh) ve 3-5%
- bikuspidální chlopeň aorty se vyskytuje až u 85% COA, s věkem stoupá výskyt a významnost aortálních vad
- předčasná ateroskleróza a funkční abnormality v prekoarktačním cévním řečišti (48,51,65,79)

2.4.1.5 Juvenilní hypertenze

Jde o zvýšený krevní tlak u mladých osob, pokud jde o první stadium, beze změn na orgánech. Nebezpečí spočívá v tom, že juvenilní hypertenze vznikající v ranném věku má horší prognózu. U tohoto typu hypertenze je velice vhodnou terapií vytrvalostní pohybová aktivita.

2.4.1.6 Sekundární hypertenze

Nejčastěji se zde uplatňuje hypertenze na základě onemocnění renálního parenchymu. Druhou nejčastější příčinou sekundární hypertenze u dětí je hypertenze

renovaskulární. Nejčastěji je způsobena stenózou renální arterie nebo jejích větví. K dalším méně častým příčinám sekundární hypertenze patří kardiovaskulární nemoci, zejména koarktace aorty, endokrinní příčiny a neurologická onemocnění. Z ostatních příčin je nutno pamatovat na léky a některé genetické syndromy či metabolické poruchy.

Příčiny sekundární etiologie hypertenze jsou v přehledu shrnuty v tabulce č. 3.

Tabulka č.3
Příčiny perzistující hypertenze u dětí a adolescentů

1. Primární (esenciální)	
2. Renální (onemocnění renálního parenchymu)	Glomerulonefritida, refluxní nefropatie, obstruktivní uropatie, hemolyticko-uremický syndrom, chronická tubulointersticiální nefropatie, polycystické onemocnění ledvin, renální dysplazie, tumory
3. Renovaskulární	stenóza renální arterie(i) a její větve nejčastěji na podkladě fibromuskulární dysplazie, trombóza renální vény
4. Kardiovaskulární	koarktace aorty
5. Endokrinní	Feochromocytom, neuroblastom, ganglioneurom, kongenitální adrenální hyperplazie, Connův syndrom, dexametazonem suprimovatelný hyperaldosteronizmus, Cushingův syndrom, hypertyreóza, hyperparatyreóza
6. Neurologické	zvýšený nitrolební tlak – tumor, meningitida, trauma, syndrom Guillaina-Barrého, polomyelitida
7. Medikamentózní	kortikosteroidy, sympatomimetika, hormonální antikoncepce, cyklosporin, erytropoetin, drogy aj.
8. Ostatní	Bronchopulmonální dysplazie – u novorozenců, hyperkalcemie, intermitentní porfyrie

(převzato: © 2007 www.zdravcentra.cz)

2.4.2 Regulační poruchy provázené arteriální hypotenzí

Příčiny periferního selhání je buď v cévách, ve zvětšení jejich kapacity při vasodilataci a nebo ve zmenšení objemu cirkulující krve. Všechny tyto příčiny vedou ke zmenšení průtoku krve.

Při posuzování periferních poruch oběhu musíme vzít na vědomí, že i zde, srdce, cévy, a objem krve jsou elementy jednoho systému. Periferní selhání jen znamená, že prvotní příčina poruchy oběhu byla v cévním řečišti.

V třídění poruch periferního oběhu, jako v příčině oběhového selhání je mnoho nejasného. Spadají sem poruchy se společnými rysy. To je s poklesem krevního tlaku – hypotenzí, se zmenšením žilního návratu a z toho vyplývajícím poklesem srdečního výdeje.

U některých vystupuje víc do popředí ztráta nebo porušení vědomí – mdloba, kolaps. U jiných porucha prokrvení tkání a jejich poškození-šok. Hranice mezi těmito syndromy nejsou určité. Někteří autoři nerozlišují šok a kolaps, jiní v nich vidí patogeneticky i klinicky zvláštní kategorie.(10,28,29).

2.4.2.1 Kolapsové stavy – vazovagální kolaps

Kolaps je krátkodobá porucha volního jednání, provázená zpravidla neúplnou ztrátou vědomí. Příčinou může být buď periferní vasodilatace, nebo snížení krevního tlaku a dočasné zástavy srdeční činnosti.

Nejčastější forma poruchy periferního oběhu je banální mdloba, vasovagální synkopa, vasomotorický, psychogenní kolaps. Příčinou je reflexní útlum vasomotorického centra v důsledku rychlé aktivace vagu.

Útlum vasomotorického centra vyvolá dilataci periferních cév, snížení návratu krve k srdci, snížení minutového výdeje a průtoku krve mozkem. Stimulace vagu navíc zapříčiňuje bradykardii, která dále snižuje minutový výdej.(82).

Její zvláštní forma je posturální hypotenze. Vyvolávající příčinou může být negativní emoce: pohled na krev, strach, nebo velmi často při dlouhodobém stání. Mdloba je následkem nepřiměřené regulace krevního oběhu při postavení. Normálně se na změnu postavení musí adaptovat cévní systém vasokonstrikcí, aby se krev nehromadila v dolních částech těla. To je funkce sympatického nervstva. Poněkud se zrychlí tep a diastolický tlak lehce vystoupí v důsledku zvýšené periferní rezistence.

U pacientů, kteří jsou k mdlobě náchylní, u osob neurolabilních, neurocirkulačních astenií, u některých psychoneurotických stavů začne krevní tlak klesat a najednou se zrychlené akce zpomalí, pacientovi se zatemní před očima, hučí mu v uších, pomalu ztrácí vědomí. Padá k zemi, pokud se rychle neposadí nebo nepoloží. Je až mrtvolně bledý, studeně se zpotí. Nemá hmatný tep, ale dobře slyšitelné ozvy. Při uložení do polohy Trendelenburgovy, se zvýšenými dolními končetinami se stav obvykle rychle upraví. Vstane-li pacient předčasně, může se mdloba opakovat.

Mdlobě je třeba předcházet u osob, které jsou k ní náchylné. Omdlít mohou nemocní s varikózním syndromem na dolních končetinách a s ochablými svaly, kteří po delší chůzi zůstanou nehybně stát v teplé místnosti. Krev se hromadí v rozšířených žilách, může se přechodně zmenšit žilní návrat a pacient trpí nauzeou.

2.4.2.2 Kolapsové stavy – ortostatický kolaps

Ortostatický kolaps, jinak také posturální hypotenze, spontánně vznikající je poměrně vzácná. Je podmíněna organickým onemocněním nervového systému. U poruch sympatiku - diabetické neuropatie, tabes dorsalis, syringomyelie, sklerosis multiplex, používáním sympatolitik, ataraktik. Často vzniká také při léčení hypertenzní choroby látkami blokující ganglia nebo látkami se sympatoplegickým účinkem.

Ortostatický kolaps může být zapříčiněn také poruchou reflexních mechanismů – posturálních reflexů, zvyšujících tonus cév při změně polohy těla do polohy vzpřímené aktivací sympatiku. Vyvolávajícími faktory jsou celkové oslabení po dlouhých nemocích, dlouhém upoutání na lůžko, horečce. Dále může jít o ulpívání krve v patologicky rozšířených žilách při velkých varixech dolních končetin nebo značně ochablé břišní stěně.

U idiopatické ortostatické hypotenze, příčina není známa, snad je příčina v poruše syntézy katecholaminů. Při postavení se pak nedostavuje pohotově fyziologický vasokonstrikční reflex, který má uchovat krevní tlak a zajistit zásobení centrálního nervového systému. Zaujetí horizontální polohy nebo postavení okamžitě tento stav neupraví. Na rozdíl od vazovagální synkopy nemění se zde při postavení tepová frekvence. Také na elektrokardiogramu se neobjevují změny, které jsou vidět u neurolabilních nemocných při postavení jako výraz zvýšené aktivity sympatiku.

Vazovagální synkopy i posturální hypotenzi je nutno odlišit od synkop jiného původu, od šokových stavů a také od mdloby hysterické, které vyvolávají psychické příčiny. (43). Někteří autoři uvádějí, že u nejasných synkop při testování do méně jak

60%, se snižuje citlivost výsledku. Ze 27 testovaných subjektů, při testování na nakloněné rovině do 60%, byly pouze dva bez kardiovaskulárních symptomů. (28).

2.4.3 Percentilové tabulky pro hodnoty krevního tlaku

Tabulka č.4

Percentily systolického a diastolického tlaku v mm Hg u dívek ve věku 1–17 let v závislosti na percentilu výšky

věk (roky)	STK						DTK				
	perc. TK	5. perc. výšky	25. perc.	50. perc.	75. perc.	95. perc.	5. perc. výšky	25. perc.	50. perc.	75. perc.	95. perc.
1	50	83	85	86	88	90	38	39	40	41	42
	90	97	98	100	101	103	52	53	54	55	56
	95	100	102	104	105	107	56	57	58	59	60
	99	108	109	111	112	114	64	65	65	66	67
3	50	86	88	89	91	93	47	48	49	50	51
	90	100	102	103	104	106	61	62	63	64	65
	95	104	105	107	108	110	65	66	67	68	69
	99	111	113	114	115	117	73	74	74	75	76
5	50	89	91	93	94	96	52	53	54	55	56
	90	103	105	106	107	109	66	67	68	69	70
	95	107	108	110	111	113	70	71	72	73	74
	99	114	116	117	118	120	78	79	79	80	81
7	50	93	95	96	97	99	55	56	57	58	59
	90	106	108	109	111	113	69	70	71	72	73
	95	110	112	113	115	116	73	74	75	76	77
	99	117	119	120	122	124	81	82	82	83	84
9	50	96	98	100	101	103	58	58	59	60	61
	90	110	112	113	114	116	72	72	73	74	75
	95	114	115	117	118	120	76	76	77	78	79
	99	121	123	124	125	127	83	84	84	85	87
11	50	100	102	103	105	107	60	60	61	62	63
	90	114	116	117	118	120	74	74	75	76	77
	95	118	119	121	122	124	78	78	79	80	81
	99	125	126	128	129	131	85	86	87	87	89
13	50	104	106	107	109	110	62	62	63	64	65
	90	117	119	121	122	124	76	76	77	78	79
	95	121	123	124	126	128	80	80	81	82	83
	99	128	130	132	133	135	87	88	89	89	91
15	50	107	109	110	111	113	64	64	65	66	67
	90	120	122	123	125	127	78	78	79	80	81
	95	124	126	127	129	131	82	82	83	84	85
	99	131	133	134	136	138	89	90	91	91	93
17	50	108	110	111	113	115	64	65	66	67	68
	90	122	123	125	126	128	78	79	80	81	82
	95	125	127	129	130	132	82	83	84	85	86
	99	133	134	136	137	139	90	91	91	92	93

(převzato: Šamánek, Urbanová, 2010)

Percentilové tabulky byly vytvořeny také pro hodnoty krevního tlaku. I v nich je zhodnoceno pohlaví dítěte a věk, kromě toho ale je ještě nutné znát percentil výšky dítěte. Tabulky jsou samozřejmě rozdělené také pro tlak systolický a diastolický. V tabulce pak k příslušnému věku (svisle) a percentilu výšky (vodorovně) vyhledáme naměřenou hodnotu krevního tlaku. V tabulce č.4 nalezneme hodnoty krevního tlaku k výšce v percentilech.

2.4.3.1 Klasifikace hypertenze

V nových doporučeních z roku 2004 (tab.č.5), se poprvé objevuje klasifikace hypertenze ve stupních, které jsou relevantní pro dětský věk.

Tabulka č.5

Klasifikace hypertenze u dětí a doporučená frekvence měření TK

Kategorie	Percentil STK a DTK	Frekvence měření
Normální TK	< 90. percentile	překontrolovat při následující plánované kontrole
prehypertenze	≥ 90. percentil, ale < 95. percentil nebo TK ≥ 120/80 mm Hg nezávisle na hodnotě 90. percentilu, avšak < 95. percentile	překontrolovat za 6 měsíců
Hypertenze 1. stupně	95.–99. percentil + 5 mm Hg	překontrolovat za 1–2 týdny nebo dříve, pokud je pacient symptomatický; pokud zvýšení TK přetrvává při dalších dvou příležitostech, odeslat v průběhu 1 měsíce k vyšetření
Hypertenze 2. stupně	> 99. percentil + 5 mm Hg	bud' odeslat k vyšetření do jednoho týdne, nebo ihned, pokud je pacient symptomatický

(převzato: www.zdravcentra.cz, 2007)

Stupeň závažnosti hypertenze se určuje na základě srovnání aktuálních hodnot TK ve vztahu k příslušnému 95. a 99. percentilu. Definice, léčba i diagnostika hypertenze je v dětství a dospívání obtížnější než u dospělých, protože musíme brát v úvahu i růst a vývoj dítěte.(129, 139).

2.5 Ukazatelé vývoje – percentilové grafy

BMI v celém názvu body mass index, v překladu index tělesné hmotnosti, je veličinou, která v sobě zohledňuje jak výšku, tak váhu testované osoby.

Velmi často se používá u dospělých. Nejideálnější pro zdravý a dlouhý život je udržovat váhu mezi hodnotou BMI 22 a 24. Doporučené hodnoty (norma od 20-25) však nejsou v dětském věku směrodatné. Proto pro dětskou populaci byly vytvořeny i pro BMI percentilové grafy. Podrobné grafy sledovaných dívek v disertační práci nalezneme v příloze. Spočítat hodnotu BMI dítěte můžeme podle vzorečku $\text{hmotnost} / \text{výška v metrech}^2$ (osa y) zaneseme do grafu percentilových hodnot pro dívky současně s věkem (osa x).

Jako mnoho jiných parametrů není tedy ani BMI dokonalý, nicméně z hlediska kategorizace váhových skupin stále BMI patří mezi nejlepší parametry. Proto je také stále využíván ve všech studiích zaměřených na rizika určitých chorob i v ordinacích lékařů.

BMI označuje takzvaný **Body Mass Index**, počítá se: $\text{BMI} = (\text{hmotnost v kg}) : (\text{výška v metrech})^2$

Příklad: $\text{hmotnost} = 75 \text{ kg}, \text{výška} = 1,80 \text{ m} \Rightarrow \text{BMI} = 75 : (1,80)^2 = 23,15$

Tabulka č.6
Hodnoty BMI podle klasifikace WHO

BMI	Kategorie WHO (World Health Organization)	Zdravotní rizika vzniku diabetu
<18,5	Podvýživa	(Záleží na typu podvýživy)
18,5 .. 24,9	Normální rozmezí	Minimální
25,0 .. 26,9	Nadváha mírná	Nízká
27,0 .. 29,9	Nadváha střední	Lehce zvýšená
30,0 .. 34,9	Obezita I. Stupně	Vysoká
35,0 .. 39,9	Obezita II. Stupně	Vysoká
>40,0	Obezita III. Stupně	Velmi

(převzato: www.diabetolog-praha.com, 2010)

Také z hlediska srdečních a cévních onemocnění je body mass index poměrně dobrý ukazatel rizika, především u zdravých osob. Kvůli upřesnění rozložení tělesného tuku je však vhodné doplnit BMI měřením obvodu pasu. Pravda je i to, že BMI je méně spolehlivý ukazatel nadváhy u velmi mladých či velmi starých osob.

2.5.1 Percentilové grafy pro BMI

S percentilovými grafy pro určení správné hmotnosti, výšky nebo BMI, lze jednoduše pracovat a mnohé z nich lze vyčíst. Na vodorovné ose sledujeme věk dítěte a na druhé – svislé ose hodnotu sledovaného parametru (např. hmotnosti).

Grafy jsou jiné pro chlapce a dívky, musíme zvolit správný graf podle pohlaví dítěte. V grafu najdeme bod, který je spojnicí věku dítěte a sledovaného parametru (v našem případě hmotnosti). Pokud se nachází třeba na místě odpovídajícím 25. percentilu, znamená to, že je hmotnost dítěte vyšší nebo stejná než u čtvrtiny (25 %) jeho vrstevníků. 75 % stejně starých dětí je však těžších.

V rámci percentilových grafů (viz. příloha), bylo vymezeno pásmo, ve kterém je hodnota parametru považována za normální (např. hmotnost dítěte odpovídající jeho věku a pohlaví). Toto pásmo tzv. „širší normy“ je nejčastěji vymežováno 3.-97. (podle některých autorů mezi 2.-98., nebo dokonce 5.-95.) percentilem. To znamená, že 94 % (resp. 96 nebo 90 %) dětí v daném věku a pohlaví se nachází v tomto intervalu.

Pásmo mezi 25.-75. percentilem, v němž se nachází hodnoty poloviny všech dětí, je „pásmem středních hodnot“, zcela průměrnou hodnotou je pak 50. percentil.

2.5.2 Percentilové grafy pro výšku postavy

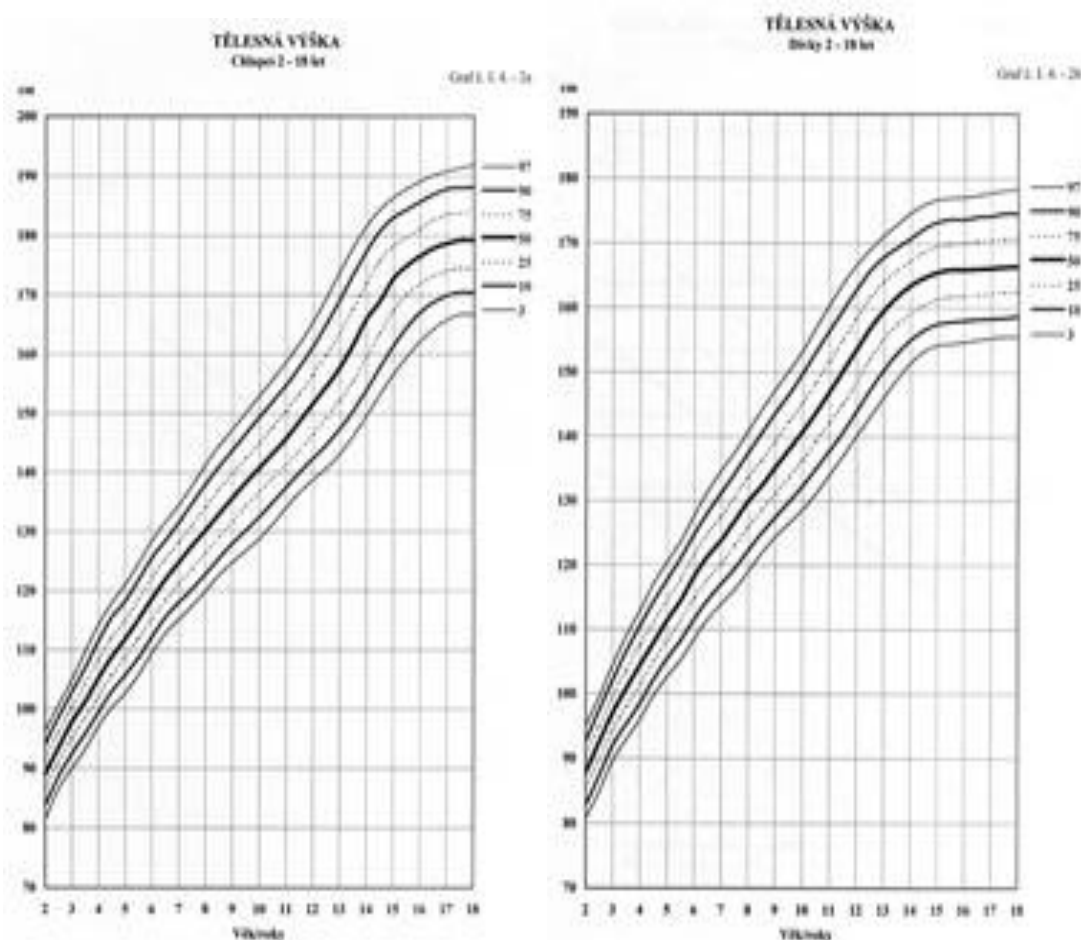
Percentilové grafy nám mohou snadno pomoci i s výškou měřené osoby. V grafu č.1 jsou patrné rozdíly mezi tělesnou výškou dívek a chlapců.

Do grafu percentilových hodnot výšky pro dívky zaneseme jako příklad na ose „x“ věk – osm let, na ose „y“ její výšku – 126 cm. Tyto hodnoty se protnou v místě, které odpovídá 25. percentilu výšky. Holčička tedy v osmi letech neměří nejvíc, ale vzhledem k hodnotám doporučovaným pro její věkovou skupinu je v pořádku.

Pokud by ale podle grafu odpovídala její výška hodnotě vyšší než 98., je výrazně vyšší než její vrstevníci a tudíž je velmi pravděpodobné, že bude v dospělosti většinu lidí převyšovat.

Naopak hodnota nižší než 2. percentil by nás měla upozornit na to, že s růstem dítěte není něco v pořádku a je tedy nutné řešit problém s lékařem, najít a vyřešit příčinu jeho neprospívání.

Graf č.1
Percentilové grafy tělesné výšky a) chlapci b) dívky



(převzato: © 2007 www.vyzivadeti.cz)

2.5.3 Percentilové grafy pro tělesnou hmotnost

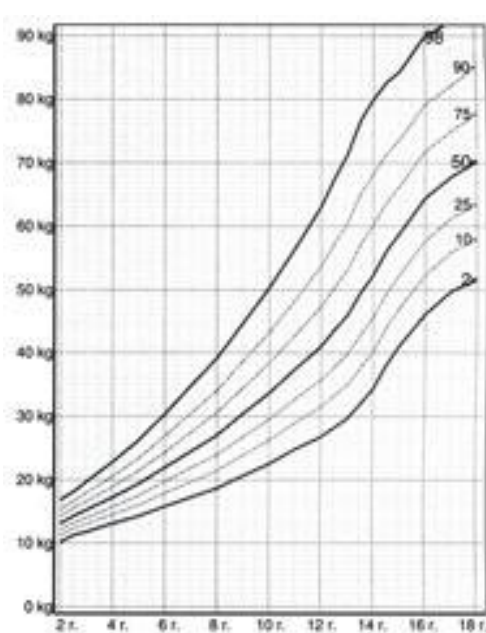
Nadměrná hmotnost u dětí je v současné době velkým problémem. Veské republice je obézních asi 10 % dětí ve věku 6-12 let, přičemž 70-80 % z nich si tuto zátěž přenesou i do dospělosti. Hodnocení hmotnosti je u dětí složitější než u dospělých, proto pro tento účel jsou sestaveny percentilové grafy hmotnosti.

Na příkladu lze předvést: dívka v osmi letech váží 32 kg. Opět zaneseme její věk a hmotnost do percentilového grafu pro hmotnost dívek a vidíme, že se nachází někde mezi čarou pro 75. a 90. percentil. Takže i její výška je vzhledem k věku normální. Pokud by ale odpovídala např. 95. percentilu, znamenalo by to pro naši dívku

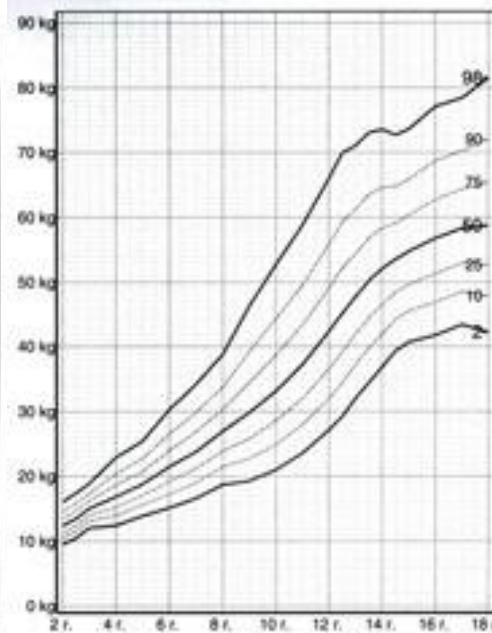
potíže s nadváhou a při více než 98. pak již s obezitou. Dolní hranice pro normální hmotnost je 10. percentil. Pokud by hmotnost dítěte odpovídala percentilu s hodnotou menší než 2, jedná se již o podvýživu, kterou je nutné řešit s lékařem.

Graf č.2

Percentilové grafy tělesné hmotnosti a) chlapci b) dívky



Obr. 10: Tělesná hmotnost, chlapci, 2-18 r.
CAV 1991



Obr. 12: Tělesná hmotnost, dívky, 2-18 r.
CAV 1991

(převzato: © 2007 www.vyzivadeti.cz)

3 Cíle, hypotézy a úkoly práce

3.1 These

Původní myšlenka, zda a o kolik se mění tlakový gradient, tedy rozdíl naměřených hodnot systolického krevního tlaku na horní a dolní končetině, v zátěži a vlivem ortostázy vychází z klinické praxe Kliniky tělovýchovného lékařství i Dětského kardiocentra II. Lékařské fakulty UK Praha, Fakultní nemocnice v Praze 5 Motol.

3.2 Cíl disertační práce

Cílem mé disertační práce bylo provést pilotní studii, která by mohla v klinické praxi představovat referenční hodnoty oběhových ukazatelů pro vyšetření 11-13letých pacientek s koarktací aorty.

3.3 Hypotézy

H1: Předpokládám závislost výšky místa měření na naměřených hodnotách systolického krevního tlaku a jeho vyšší hodnoty na dolní končetině.

H2: Předpokládám, že rozdílné přístupy měření systolického krevního tlaku auskultačně a elektrickou impedanční technikou spolu budou korelovat.

H3: Předpokládám zvýšení srdeční frekvence i krevního tlaku v závislosti na stupňovaném zátěžovém testování bicyklovou ergometrií.

H4: Předpokládám, že systolický tlakový gradient se při stupňované zátěži bude zmenšovat.

3.4 Úkoly práce

Při řešení cílů práce jsem si stanovila následující dílčí úkoly:

1. prostudovat a zpracovat dostupnou literaturu
2. převzít a doplnit metodiku výzkumu z klinické praxe Kliniky tělovýchovného lékařství během ortostatického testu pasivní vertikalizací a zátěžového vyšetření pomocí bicyklové ergometrie se zátěží 1W a 2W na kilogram tělesné hmotnosti
3. zajistit skupinu dívek ve věku 11-13 let

4. získat zátěžovým vyšetřením naměřené hodnoty krevního tlaku a srdeční frekvence v pěti vyšetřovaných polohách. Krevní tlak měřit auskultačně na horní i dolní končetině a souběžně měřit systolický krevní tlak pomocí elektrické impedanční techniky
5. statisticky zpracovat naměřené hodnoty
6. vyhodnotit získané výsledky
7. sepsat disertační práci

4 Metodika

4.1 Metodologie disertační práce

Disertační práce má charakter empirického výzkumu. Jedná se o studii, ve které závisle proměnnými byly sledované oběhové parametry (srdeční frekvence a systolický a diastolický krevní tlak) měřené na různých místech odlišnými způsoby. Nezávislými proměnnými byly různé polohové stavy a zátěžové situace.

Mezi rušivé faktory, které by mohly ovlivnit výsledky by mohly patřit nedostatečná spolupráce s vyšetřujícím, nedodržení stejných biorytmů, aktuální zdravotní stav, emoce (obavy z testování, fenomén zvaný hypertenze bílého pláště) atd. Minimalizace rušivých faktorů byla provedena dostatečným poučením, jak se chovat před vyšetřením a zejména stejný opakovaný postup vyšetření.

První měření srdeční frekvence a krevního tlaku v zátěžové laboratoři ve FN Motol jsem prováděla v roce 1992, 1993 u souboru chlapců ve věku 16-18 let. Vyšetření byla prováděna v poloze klidové, v poloze klidové s handgripem (1/3 maximální izometrické kontrakce flexorů ruky). Dalšími testovacími situacemi byl ortostatický test s pasivní vertikalizací na sklopném lůžku a kombinace ortostatického testu s pasivní vertikalizací na sklopném lůžku s handgripem. Detailní rozpracování je v mé diplomové práci, která sloužila jako pilotní studie.

Měřením základních oběhových parametrů se hlouběji a na větším sledovaném souboru zabývám i v této disertační práci, kde je z části navázáno na stejné zátěžové vyšetření, kterým je pasivní vertikalizace na sklopeném lůžku. Další rozpracování experimentální části disertační práce vychází z cílů a úkolů disertační práce s dalších možnostech využití získaných výsledků v praxi.

4.2 Charakteristika sledovaného souboru

Vlastnímu experimentu disertační práce předcházelo vyhledání souboru z řad zdravé populace. Pro daný výběr probandů pro tento výzkum jsme se rozhodli na základě cílů a úkolů disertační práce. Byl zvolen náhodný výběr souboru.

Soubor probandů tvořily dívky, žákyně 6. tříd základní školy z Prahy 5, ulice Weberova 1090. Chronologický věk sledovaného souboru byl 11 až 13 let, všechny ženského pohlaví, v celkovém počtu 22 sledovaných osob, ze kterých pouze 18 bylo

vhodných ke statistickému zpracování, u jedné sledované osoby z osobních a u tří ze zdravotních potíží – virové onemocnění, angína, disthorze hlezenního kloubu, výzkum nebyl dokončen.

Daný věk a pohlaví bylo určeno ve snaze o co největší náklonnost k ortostatické labilitě, poměrně častou poruchou oběhové regulace.

Zaznamenala se základní data a provedla se anamnéza. Ta se skládala z dotazů, zda se s něčím léčily a léčí, zda užívají nějaké léky, zda se věnují aktivnímu nebo vrcholovému sportu. Zaznamenávalo se i datum první menstruace. Při první návštěvě byla u každé dobrovolnice zvážena hmotnost a provedeno orientační antropometrické vyšetření (viz.tab.č.7,8.). Dodatečně byly dopočítány hodnoty BMI a vytvořeny percentilové grafy každé dobrovolnice (viz.příloha).

Všechny dobrovolnice byly nekuřačky, neužívaly žádné léky a byly bez lékařského omezení pohybové aktivity, prodělaly běžné dětské onemocnění, pouze vyšetřovaná č.8, dochází do alergologické poradny, vyšetřovaná č.10 narozena s porodní váhou 2,15 Kg, vyšetřovaná č.12 byla po apendektomii, 2 roky zpětně.

Z rodinné anamnézy vyšetřovaných dobrovolnic, zaměřené na kardiovaskulární aparát jsem zjistila, že u vyšetřované č.1 otec z matčiny strany se léčil s ischemickou chorobou srdeční, zemřel na srdeční selhání, matka z matčiny strany léčena s hypertenzí, od 75 let zjištěna ICHS, u vyšetřované č.8 matka z matčiny strany zemřela na infarkt myokardu, u vyšetřované č.9 se léčí matka z matčiny strany s hypertenzí, u vyšetřované č. 16 praotec z matčiny strany zemřel na infarkt myokardu, u vyšetřované č. 18, otec ze strany otce prodělaný infarkt myokardu.

4.3 Popis vlastního experimentu a použité metody

Vlastní experiment probíhal na Klinice tělovýchovného lékařství II. LF UK Praha v Motole, za pomoci laboratorních asistentek, v letech 1998, 1999.

Doba vyšetření (od 14 hodin odpoledne) byla zvolena jak s ohledem na jednotný čas (snaha o vyloučení kolísání biorytmů), tak s ohledem na volné kapacity zátěžové laboratoře. Z důvodů bezpečnosti bylo nutné zajistit i doprovod dívek ze základní školy.

Vyšetření bylo prováděno pravidelně jedenkrát týdně, po dobu jednoho roku. Každá dobrovolnice byla testována pětkrát, ve stejném pořadí. Do zátěžové laboratoře z kapacitních důvodů docházely v počtu pěti dobrovolnic najednou. Opakované testování bylo provedeno z důvodů větší jednotnosti výsledků.

Každá z probandek byla ještě před samotným vyšetřením seznámena s průběhem měření, postupem, náročností i prostředím, kde bude vyšetření prováděno. Jednoduchou formou byli o způsobu vyšetření písemnou formou seznámeni i rodiče, kteří museli dát písemný souhlas s účastí své dcery na daném výzkumu – Informovaný souhlas. Každá z dívek s daným způsobem vyšetření také souhlasila a předem byla informována o způsobu a provedení výzkumu.

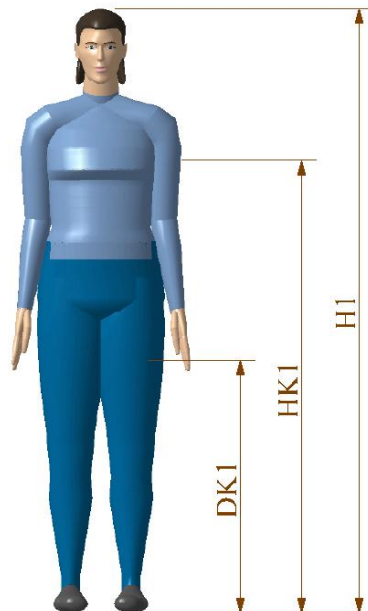
4.3.1 Antropometrické vyšetření

Po desetiminutovém zklidnění v sedě před laboratoří, byla v laboratoři při první návštěvě zvážena hmotnost každé dobrovolnice, za použití lékařské decimální váhy a provedeno orientační antropometrické vyšetření, při kterém vyšetřovaná stála ve stoji spojném, zrak směřoval před sebe a které se skládalo ze změřeni vzdálenosti:

- a) od planta pedis k nejkranialnější části sqama frontalis os frontale, pomocí lékařského výškoměru
- b) od malleolus lateralis ossis fibulae k trochanter major ossis femoris
- c) od malleolus lateralis ossis fibulae ke caput humeri
- d) od trochanter major ossis femoris ke caput humeri
- e) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria brachialis, ve stoji, v tabulce č.7 označení **HK1**
- f) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria femoralis, ve stoji, v tabulce č.7 označení **DK1**
- g) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria brachialis, na nakloněné rovině, v tabulce č.7 označení **HK2**
- h) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria femoralis, na nakloněné rovině, v tabulce č.7 označení **DK2**
- i) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria brachialis, na bicyklovém ergometru, v tabulce č.7 označení **HK3**
- j) od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria femoralis, na bicyklovém ergometru, v tabulce č.7 označení **DK3**

Obrázek č.4

Absolutní výšky měřených míst krevního tlaku na horní i dolní končetině

**Legenda**

- H1 = výška osoby,
HK1 = výška měřeného místa krevního tlaku na horní končetině,
DK1 = výška měřeného místa krevního tlaku na dolní končetině

Hodnoty b) až j) v tab.č.7 byly naměřeny pomocí nové měřící pásky. Ze skutečné výšky dobrovolnic, se pomocí goniometrické funkce sin alfa, zjistila skutečná výška měřeného místa v cm, na nakloněné rovině ortostatického lůžka. Údaje jsou zaznamenány v tabulce č.8, s označením HK2, DK2.

Antropometrická vyšetření měření výšky bylo provedeno s přesností 0,5 cm, a hmotnosti s přesností 0,1 kg. Vyšetření probíhalo vždy celé u jedné dobrovolnice ve všech vyšetřovaných polohách, aby nedocházelo k prochlazení organismu.

Tabulka č.7

Absolutní výšky měřených míst krevního tlaku na horní i dolní končetině v jednotlivých polohách měření

	<i>Měřené místo TK- stoj 90°</i>		<i>Měřené místo TK- ort. 66°</i>		<i>Měřené místo TK BE klid</i>	
	<i>HK1</i>	<i>DK1</i>	<i>HK2</i>	<i>DK2</i>	<i>HK3</i>	<i>DK3</i>
<i>Osoby</i>	<i>Cm</i>	<i>cm</i>	<i>cm</i>	<i>Cm</i>	<i>cm</i>	<i>Cm</i>
1	112	64	102	58	110	89
2	111	64	101	58	110	89
3	100	57	91	52	98	80
4	104	59	95	54	102	83
5	104	58	95	53	102	83
6	113	64	103	58	111	90
7	114	64	104	58	111	90
8	105	60	96	55	103	83
9	103	59	94	54	101	82
10	99	57	90	52	98	79
11	104	59	95	53	103	83
12	110	63	100	57	109	88
13	113	65	103	59	111	91
14	104	59	95	54	103	83
15	106	61	97	56	105	85
16	109	62	99	56	107	87
17	106	60	97	54	104	84
18	110	63	100	57	109	88

Legenda

- HK1 = od planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria brachialis, ve stoji
 DK1 = planta pedis k měřenému místu krevního tlaku na arteria femoralis, ve stoji
 HK2 = absolutní výška měřeného místa na arteria brachialis na nakloněné rovině ortostatického lůžka 66 stupňů
 DK2 = absolutní výška měřeného místa na arteria femoralis na nakloněné rovině ortostatického lůžka 66 stupňů
 HK3 = absolutní výška měřeného místa na arteria brachialis na bicyklovém ergometru
 DK3 = absolutní výška měřeného místa na arteria femoralis na bicyklovém ergometru

4.3.2 Sledované hodnoty

4.3.2.1 Srdeční frekvence

Hodnoty srdeční frekvence byly sledovány pomocí Sport-Testeru zn. Polar.

4.3.2.2 Krevní tlak

Pro odečtení krevního tlaku jsem použila dvě metody.

Auskultační metoda: využívá měření pomocí rtuťového tonometru s přiměřeně širokou gumou v manžetě tonometru. Fonendoskop umístěný ve fossa cubitalis zachycoval Korotkovovy fenomény na pravé horní končetině na a. brachialis. Krevní tlak byl měřen i na a. femoralis pravé dolní končetiny (rovněž s přiměřeně širokou gumou v manžetě tonometru). Optimálně široká manžeta tonometru odpovídá zhruba jedné třetině obvodu měřené končetiny. Rtuťový sloupec tonometru byl umístěn vždy ve výši srdce pro odečty na HK, ve výši odečtu na DK v jeho úrovni měření. K dodržení těchto požadavků byly použity posunovací stojany. Odpouštěním vzduchu z manžety tonometru se nejprve ozve arteriální ozva jako ukazatel systolického krevního tlaku, při vymizení Korotkovových fenoménů se odečte diastolický krevní tlak, s přesností na 5 mmHg. (27,102,150,151).

Elektrická impedanční technika: pro možnost ověření spolehlivosti používaného měření, jsme použili srovnání s elektrickou impedanční technikou = bioimpedanční metodou = bioimpedance pletysmografie = bioelektrickou impedanční metodou na dolní končetině (dále jen EIT), která byla vyrobena jako identická kopie zn. Minnesota, tedy vlastní konstrukce, na Klinice tělovýchovného lékařství FN Motol. Byly použity dvě vnější proudové, napájecí elektrody, kde jedna byla přiložena nad pravý kloub kolenní z mediální strany, druhá nad pravý vnitřní kotník a přelepeny leukoplastí, zafixovány mulovým čtvercem a obinadlem. Místo styku s pokožkou bylo před položením elektrod očištěno lékařským benzínem. Vnitřní, snímací, měřicí elektrody, byly umístěny v párech, jeden pár byl umístěn pod kloub kolenní pravé dolní končetiny na proximální část bérce, druhý pár byl umístěn na distální část bérce. Z každého páru elektrod vycházel jeden svod do jednoho konektoru impedance. Celkem bylo na měřenou dobrovolnici přiloženo šest elektrod, se čtyřmi svody, do dvou konektorů elektrické impedance. Vnější elektrody pouštějí do segmentu střídavý proud, vnitřní elektrody měří úbytek napětí proti napětí ve

zdroji konstantního proudu, což při měnícím se odporu znamená kolísavé napětí. Z toho se dá odvodit okamžitá impedance segmentu mezi vnitřními elektrodami. Derivace okamžité impedance byla vykreslena na monitoru impeanční křivkou. S měnícím se objemem krve tekoucí v měřeném segmentu, se mění i derivovaná křivka impedančního přístroje na monitoru, v okamžiku, kdy se tato křivka na monitoru objeví je měřen systolický krevní tlak.

Daný přístroj je funkční i dnes, ale je známo, že do budoucna je třeba tento přístroj vyměnit za nový funkční model. V současné době je v ÚPV vyvíjen nový přístroj, který umožňuje současné měření signálů impedance z trupu, hlavy, končetin a je ohlášen jako patent.

Na spolupráci se týmově podílely vždy celkem čtyři osoby, jedna pro odečty získaných hodnot krevního tlaku auskultačně na HK, druhá pro odečty získaných hodnot krevního tlaku auskultačně na DK, třetí pro srdeční frekvenci a čtvrtá osoba laborantka pro obsluhu EIT. Osobně jsem měřila hodnoty krevního tlaku na dolní končetině, pro její náročnost a odpovědnost správných odečtů.

4.3.3 Sledované polohy

Testování dobrovolnic v jednotlivých pozicích I. až V.:

- I.** Leh klid = klid vleže na lůžku – poloha klidová
- II.** Ort 66° = stoj po pasivní vertikalizaci do 66 stupňů na sklopném lůžku – poloha pasivní vertikalizace
- III.** BE klid = klid v sedě na bicyklovém ergometru – poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV.** BE 1W/kg = zátěž 1W na kilogram tělesné hmotnosti na bicyklovém ergometru trvající 3 minuty, měřeno do 5 tepů po zastavení po zátěži v rovnovážném stavu intenzity – testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V.** BE 2W/kg = zátěž 2W na kilogram tělesné hmotnosti na bicyklovém ergometru trvající 3 minuty, měřeno do 5 tepů po zastavení po zátěži v rovnovážném stavu intenzity - testování na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti

4.3.3.1 Poloha klidová vleže na lůžku

Změřená a zvážená dobrovolnice se obula do sportovní obuvi vhodné pro testování na bicyklovém ergometru, aby se nemusela během jednotlivých testovaných poloh zabývat přezouváním a položila se na ortostatické lůžko do horizontální polohy. Dobu pro zklidnění, přesně 10 minut, jsem využila pro konzultaci o momentálním zdravotním stavu vyšetřované. Poté byly odečteny získané hodnoty srdeční frekvence, krevního tlaku na horní končetině, na dolní končetině i hodnoty krevního tlaku pomocí elektrické impedanční techniky. Krevní tlak byl měřen s přesností na 2 mm Hg, jak je doporučeno i v literatuře (87).

4.3.3.2 Poloha pasivní vertikalizace

Ortostatický test pasivní vertikalizací na sklopném lůžku je laboratorní modelování situace pasivní vertikalizace.

Časová délka změny polohy sklopného lůžka z horizontály do semivertikály byl v tomto případě 96 sekund. Časově byly získané hodnoty odečteny ve chvíli, kdy se zastavilo sklopné lůžko v semivertikální poloze, 66 stupňů od země. Během samotného naklápění ortostatického lůžka, je nutné mít chodidla přitisknuta ke spodní čelní desce stolu.

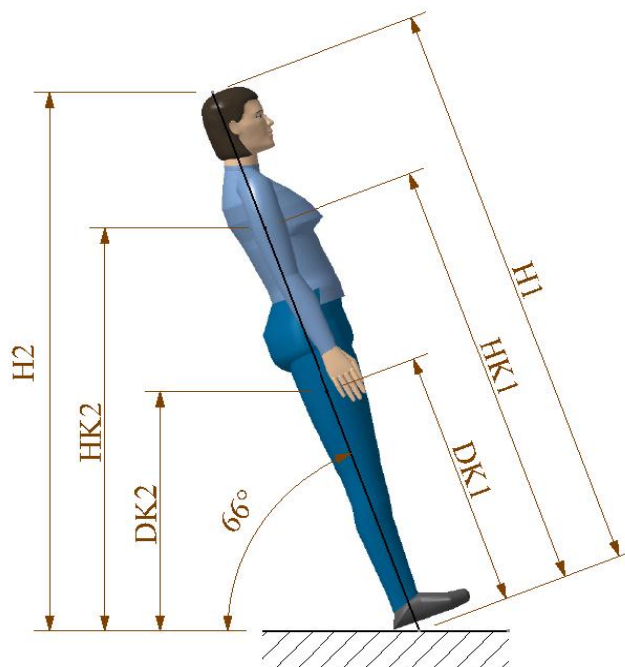
Rychlost odečtu srdeční frekvence a krevního tlaku je velice důležitá, neboť opožděné měření značně zkresluje výsledky. Z tohoto důvodu byly získané hodnoty zaznamenány ihned, jakmile sklopné lůžko dosáhlo konečné pozice, maximální zpoždění je tolerováno do 5 sekund.

Manžety tonometrů musely být plně nafouknuty již před touto konečnou pozicí ortostatického lůžka. Ve stejnou dobu byly odečteny získané hodnoty srdeční frekvence, krevního tlaku na horní končetině, na dolní končetině i hodnoty krevního tlaku pomocí elektrické impedanční techniky.

V obrázku č.5 je názorně vyobrazena situace polohy pasivní vertikalizace a znázorněn rozdíl absolutní výšky měřených míst krevního tlaku na horní a dolní končetině na ortostatickém lůžku na nakloněné rovině 66 stupňů a výšky měřených míst TK.

Obrázek č.5

Absolutní výšky měřených míst krevního tlaku na horní a dolní končetině na ortostatickém lůžku na nakloněné rovině 66 stupňů

**Legenda**

- H1 = výška osoby,
- HK1 = výška měřeného místa krevního tlaku na horní končetině
- DK1 = absolutní výška měřeného místa krevního tlaku na dolní končetině
- H2 = výška osoby na nakloněné rovině
- HK2 = absolutní výška měřeného místa krevního tlaku na horní končetině na nakloněné rovině
- DK2 = absolutní výška měřeného místa krevního tlaku na dolní končetině na nakloněné rovině

4.3.3.3 Poloha klidová na bicyklovém ergometru

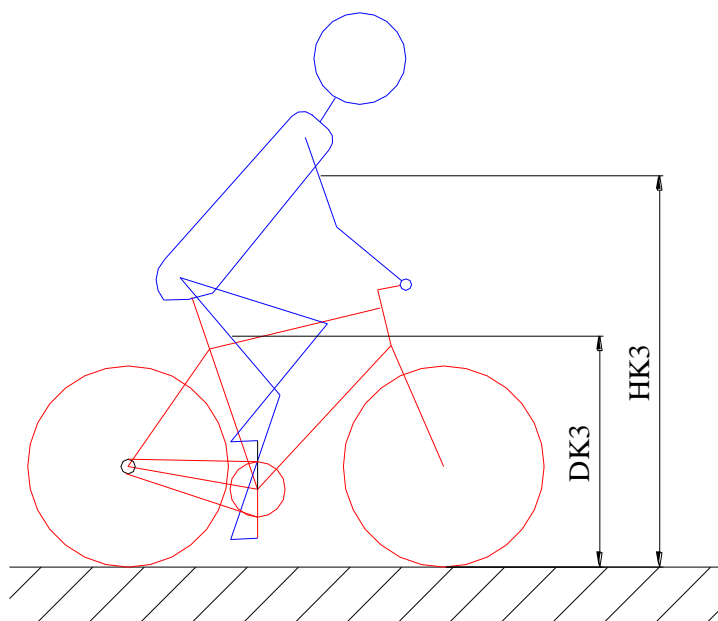
Testovaná dobrovolnice se posadila na bicyklový ergometr, který bylo nutno vzhledem k rozdílným výškám dobrovolnic vždy upravit co se týče výšky a sklonu sedla.

Manžety tonometrů na HK i DK, Sport-Tester i elektrody EIT, byly stále na stejných místech pro získání měřených hodnot, které byly odečteny stejným způsobem jako v první fázi experimentu, po 3 minutách klidného sedu na sedle bicyklového ergometru, viz. kap.4.3.

Pro daný experiment bylo použito bicyklového ergometru zn. Rodbi.

Obrázek č.6

Absolutní výšky měřených míst krevního tlaku na horní a dolní končetině v sedě na bicyklovém ergometru

**Legenda**

- HK3= absolutní výška měřeného místa krevního tlaku na horní končetině v sedě na bicyklovém ergometru
DK3= absolutní výška měřeného místa krevního tlaku na dolní končetině v sedě na bicyklovém ergometru

4.3.3.4 Poloha klidová na bicyklovém ergometru se zátěží 1W/kg tělesné hmotnosti

Testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti trvalo po dobu 3 minut a velikost zátěže byla stanovena právě tělesnou hmotností vyšetřované dobrovolnice.

Největším úskalím bylo správné odečtení krevního tlaku na dolní končetině, neboť zejména u dívek prepubertálního věku s kónickým tvarem stehen dochází k častému sesutí manžety kaudálním směrem i se správně širokou gumou v manžetě tonometru. Tím dochází k znehodnocení zátěžového testu. Z tohoto důvodu byla manžeta tonometru navíc fixována pružným obinadlem svrchu po celé šíři a ještě fixována k pasu, pomocí zkrácených dětských šlů, které měly výhodu v rychlém upínání k obinadlu, fixovaly a zároveň i pružily. To bylo nutností během zátěžového testu na bicyklovém ergometru, kde dolní končetina vykonávala pravidelný rytmický pohyb, během kterého byla dolní

končetina stále zafixována manžetou tonometru i s obinadlem, pro možnost okamžitého odečtu získaných hodnot po ukončení zátěžového testu na bicyklovém ergometru.

4.3.3.5 Poloha klidová na bicyklovém ergometru se zátěží 2W/kg tělesné hmotnosti

Mezi jednotlivými stupni zátěže (v mém experimentu se jednalo o přidání zátěže z 1W na Kg tělesné hmotnosti na 2W na Kg tělesné hmotnosti), byla zvolena jen krátká pauza pro odečty získaných hodnot nebo pro úpravu manžety tonometru, zejména na dolní končetině. Zklidnění dobrovolnic, tzn. návrat k výchozím hodnotám nebyl žádoucí, neboť by to na vyšším zátěžovém stupni vyžadovalo použití delší iniciální fáze.

Sledované hodnoty SF i TK byly opět odečteny ihned po ukončení zátěžového testu, na bicyklovém ergometru, který trval 3 minuty, stejným způsobem jako v kap. 4.3.2.

4.4 Metody zpracování výsledků

Metodou zpracování výsledků disertační práce je statistika, přičemž statistické metody jsou metodologickým mostem mezi vědeckou teorií a empirickým výzkumem.(12,22,71,154).

Problémy vztahu vystupují při analýze závislosti určité veličiny na daných kontrolovaných podmínkách, které můžeme definovat spojitými charakteristikami. (46,72).

V biologických vědách často známe pouze hlavní příčinu, která způsobuje pozorovatelný vztah mezi dvěma veličinami. Někdy nevíme o možné příčinné povaze vztahu vůbec nic. Slabší nekontrolovatelné interakce a náhodné odchylky způsobují, že k jedné hodnotě nezávisle proměnné je možné získat náhodně několik různých hodnot druhé sledované charakteristiky. Cílem regresní a korelační analýzy je popsat statistické vlastnosti tohoto vztahu.(72).

Statistické metody sehrály v mé disertační práci významnou úlohu, a to objevující explorativní úlohu při zjišťování nových nepředpokládaných vztahů a ověřovací verifikační úlohu při ověřování hypotetických vztahů, které byly očekávány na základě znalosti teorie.

4.4.1 Korelační koeficienty

Korelační koeficient náhodných veličin X a Y je definovaný jako $\text{corr } X, Y$, tedy

$$\text{corr}(X, Y) = E(X - EX)(Y - EY) / \sqrt{(\text{Var}X \cdot \text{Var}Y)},$$

kde E značí střední hodnotu a Var značí rozptyl.

Pro tvrzení, že se mezi dvěma proměnnými jedná o lineární závislost, je potřeba, aby korelační koeficienty byly v absolutní hodnotě blízké hodnotě 1.

4.4.2 Lineární regrese

Lineární regrese obecně spočívá v modelování lineární závislosti jedné proměnné na jedné nebo více jiných proměnných.

Předpokládáme, že máme nenáhodnou matici X typu $n \times k$, nenáhodný vektor čísel β a náhodné vektory Y a e . Pak řekneme, že vektor Y se řídí modelem lineární regrese, jestliže platí

$$Y = X\beta + e.$$

Vektor β je vektor parametrů, e je vektor chyb, jehož variační matice je diagonální se stejnou hodnotou na diagonále. V praxi je pak Y vektor pozorování závislé proměnné a sloupce matice X jsou vektory pozorování nezávislých proměnných.

Lze ukázat, že nejlepším odhadem vektoru β je vektor

$$b = (X^T X)^{-1} (X^T Y).$$

V daném případě budou zkoumány tři modely lineární regrese, a to:

$$EIT = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS HK}$$

$$EIT = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$

$$\text{TKS HK} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$

Jelikož je třeba zjistit, zda jsou metody ekvivalentní, budeme se zabývat pouze regresí procházející počátkem, tj. položíme $\beta_0 = 0$ a dostaneme zjednodušené modely

$$EIT = \beta \cdot \text{TKS HK}$$

$$EIT = \beta \cdot \text{TKS DK}$$

$$\text{TKS HK} = \beta \cdot \text{TKS DK},$$

Ve všech třech případech tudíž bude platit:

$$n = \text{počet pozorování} = 18$$

$$k = \text{počet nezávislých proměnných} = 1$$

a parametr β je reálné číslo, jehož nejlepším odhadem je číslo

$$b = \frac{\sum_{i=1..18} X_i Y_i}{\sum_{i=1..18} X_i X_i}.$$

4.4.3 Regresní přímka

Z grafů je vidět, že v modelu $EIT = b \cdot TKS\ HK$ pro všechny zobrazené stavy naměřená data souměrně kolísají kolem regresní přímky.

Ještě lépe kopírují data přímku v modelu $EIT = b \cdot TKS\ DK$, a to opět ve všech stavech. Problém je však v modelu $TKS\ HK = b \cdot TKS\ DK$.

Ve stavu I. sice data opět kolísají kolem regresní přímky, pro stavy III. a IV. by však byly vhodnější spíše přímky neprocházející počátkem a graf stavu V. ukazuje dokonce na jiný než lineární typ závislosti.

4.4.4 Testování t-testem

V modelech $EIT = b \cdot TKS\ HK$ a $EIT = b \cdot TKS\ DK$ bylo otestováno, zda metody EIT a TKS HK a EIT oproti TKS DK měří krevní tlak stejně, tj. zda odhadnutý parametr b je přibližně roven 1.

Toto testování bylo provedeno pomocí t-testu.

Testování pomocí t-testu spočívá ve výpočtu statistiky

$$t = (b - \beta) / \sqrt{(s^2 \cdot v)},$$

kde: b je odhadnutý parametr

β je testovaná hodnota parametru

$$v = (X^T X)^{-1}$$

s^2 je reziduální rozptyl definovaný jako $s^2 = (Y - Xb)^T(Y - Xb)/(n-1)$.

Jestliže pak hodnota $|t|$ překročí kritickou hodnotu χ^2 rozdělení o $n-1$ stupních volnosti na požadované hladině pravděpodobnosti, zamítá se hypotéza rovnosti $b = \beta$. V daném případě máme: $\beta = 1$, $n = 18$.

5 Výsledky výzkumu

Výsledky tělesné hmotnosti, výšky a orientačního antropometrického měření, které sloužilo k bližší charakteristice souboru, jsou zaznamenány v tab.č.8. Detailní popis měření je v kap. 4.3.1. Hmotnost a výška „A“, byly použity pro zpracování percentilových grafů BMI indexu tělesné hmotnosti, poměru hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví. Pásmo tzv. širší normy“ je nejčastěji vymezováno 3.-97.percentilem, kam patřilo 16 děvčat, pouze dívka č.9 percentil BMI 90-97 a dívka č.18 percentil BMI 3-10.

Tabulka č.8

Tělesná hmotnost, výška, orientační antropometrické vyšetření

	<i>HMOTNOST</i>	<i>VÝŠKA</i>	<i>VÝŠKA</i>	<i>VÝŠKA</i>	<i>VÝŠKA</i>	<i>BMI</i>
		<i>A</i>	<i>B</i>	<i>C</i>	<i>D</i>	
<i>Osoby</i>	<i>Kg</i>	<i>cm</i>	<i>cm</i>	<i>cm</i>	<i>cm</i>	
1	55	160	66	117	39	21,5
2	55,5	160	67	118	39	21,9
3	32,5	143	61	108	38	16,1
4	42,5	149	63	113	41	19,4
5	35	149	60	112	40	15,8
6	48,5	161	67	118	41	18,9
7	51	161	67	120	40	19,7
8	48	149	71	116	49	21,6
9	49,5	147	72	117	45	23,1
10	32	142	68	108	42	15,9
11	38,5	149	70	115	46	17,6
12	44,5	158	78	122	51	18
13	48,5	162	72	123	51	18,7
14	32,5	149	62	111	48	14,9
15	40,5	152	62	102	52	17,7
16	42	156	63	104	55	17,3
17	37,5	151	61	102	51	16,7
18	37,5	158	67	104	54	15,2

Legenda

- A = od planta pedis k nejkraniálnější části sqama frontalis os frontale,
- B = od malleolus lateralis ossis fibulae k trochanter major ossis femoris
- C = od malleolus lateralis ossis fibulae ke caput humeri
- D = od trochanter major ossis femoris ke caput humeri

Na základě plnění cílů disertační práce a jejích úkolů, bylo provedeno vyhodnocení získaných naměřených hodnot systolického krevního tlaku, diastolického krevního tlaku, srdeční frekvence a vypočítány hodnoty tlakového gradientu. Původní získané hodnoty jsou zaneseny v tabulkách v příloze (viz.příloha). Pro konečné objektivní vyhodnocení bylo pracováno jen s daty osmnácti dobrovolnic. Čtyři dobrovolnice z původních 22 výzkum u jedné z osobních a u tří ze zdravotních potíží nedokončilo. U každé dobrovolnice bylo měření pětkrát opakováno a to ve všech pěti polohách – pozicích – stavech Celkem bylo provedeno 450 měření, v každém měření bylo sledováno šest hodnot kardiovaskulárního aparátu, tedy celkem bylo odečteno 2700 měřených hodnot, které jsou k dispozici v příloze. Procentuální úspěšnost získaných měřených hodnot ukazuje poslední tabulka ve výsledcích (tab.č. 20).

Nejprve byl zkoumán systolický krevní tlak. U probandek byl systolický krevní tlak měřen třemi metodami.

Tyto *metody* byly detailně popsány v kap. 4.3.

TKS HK – systolický krevní tlak na horní končetině auskultačně

TKS DK – systolický krevní tlak na dolní končetině auskultačně

EIT DK – systolický krevní tlak na dolní končetině impedančně

Každou metodou byl krevní tlak měřen v pěti různých pozicích I.-V.,

Tyto *polohy* byly detailně popsány v kap. 4.3.

- I.** leh klid = poloha klidová
- II.** Ort 66° = poloha pasivní vertikalizace
- III.** BE klid = poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV.** BE 1W/kg = testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V.** BE 2W/kg = testování na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti

Tabulka č.9

Tabulka zprůměrovaných hodnot systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného na pravé horní končetině, na arteria brachialis

TKS HK	I.	II.	III.	IV.	V.
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
Osoby	[mm Hg]	[mm Hg]	[mm Hg]	[mm Hg]	[mm Hg]
1	125	115	116	169	185
2	109	110	109	134	152
3	109	102	109	150	171
4	103	100	99	125	148
5	117	110	119	165	187
6	102	100	105	147	169
7	114	110	106	143	161
8	105	111	112	147	171
9	108	103	102	126	144
10	104	101	98	140	155
11	113	101	104	128	143
12	108	116	112	152	179
13	105	103	96	125	141
14	106	102	100	127	154
15	106	104	107	127	159
16	100	104	100	134	148
17	95	101	96	132	153
18	109	105	108	145	167
<i>Výsledky:</i>					
<i>Průměr</i>	107,6	105,4	105,4	139,7	160,4
<i>Směr.odch.</i>	6,4	5,0	6,4	13,1	13,8
<i>Horní mez</i>	114,1	110,4	111,9	152,9	174,2
<i>Dolní mez</i>	101,1	100,4	98,9	126,6	146,5

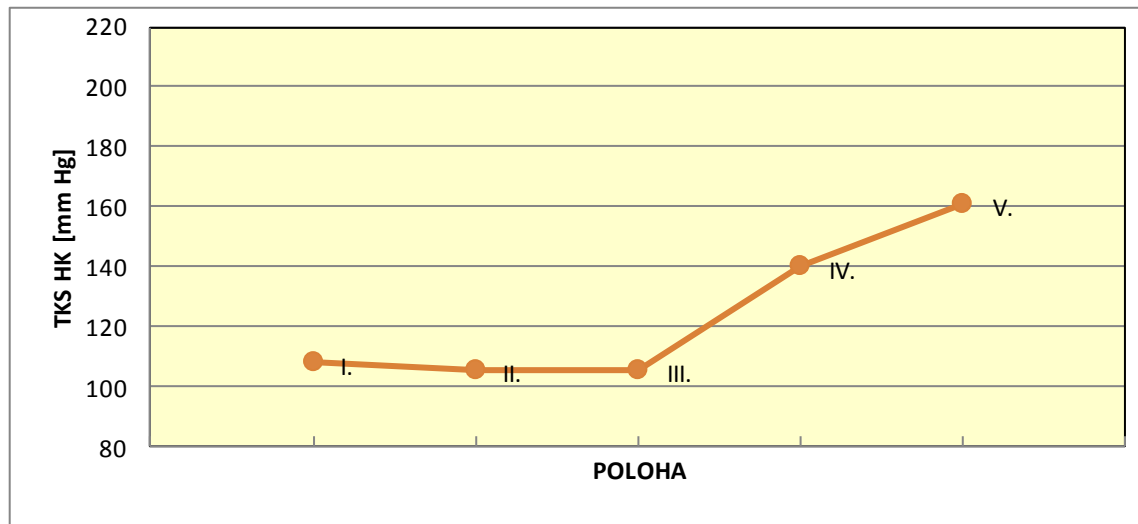
Z tabulky č.9 je viditelný rozdíl systolického krevního tlaku měřeného na pravé horní končetině u celé skupiny dobrovolnic, způsobený jednotlivými pozicemi. V průměru došlo k poklesu systolického krevního tlaku vlivem pasivní vertikalizace z polohy klidové v leže ze 107,6 mm Hg na 105,4 mm Hg.

V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru se vlivem zátěže hodnoty TKS zvyšovaly úměrně s přidáním zátěže. Z hodnot 105,4 mm Hg v pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru došlo ke zvýšení na 139,7 mm Hg v důsledku zátěže 1W na kilogram tělesné hmotnosti a k dalšímu zvýšení došlo vlivem přidání zátěže 2W na

kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie až na hodnoty 160,4 mm Hg. Názorně jsou tyto změny zaznamenány v následujícím grafu č.3.

Graf č.3

Graf systolického krevního tlaku měřeného auskultačně na horní končetině [mm Hg] v závislosti na testované poloze



Legenda

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti

Získané hodnoty naměřené na horní končetině ve stejném čase jsou rozdílné se získanými hodnotami systolického krevního tlaku měřeného na pravé dolní končetině, na arteria femoralis auskultačně nebo metodou EIT. Výsledky získaných hodnot jsou zaznamenány do tabulky zprůměrovaných hodnot systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného na pravé dolní končetině, na arteria femoralis auskultačně (tab.č.10) a v tabulce zprůměrovaných hodnot systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného elektrickou impedanční technikou (tab.č.11). Pro názornost jsou tyto změny zaneseny do grafu č.4 a č.5.

Tabulka č.10

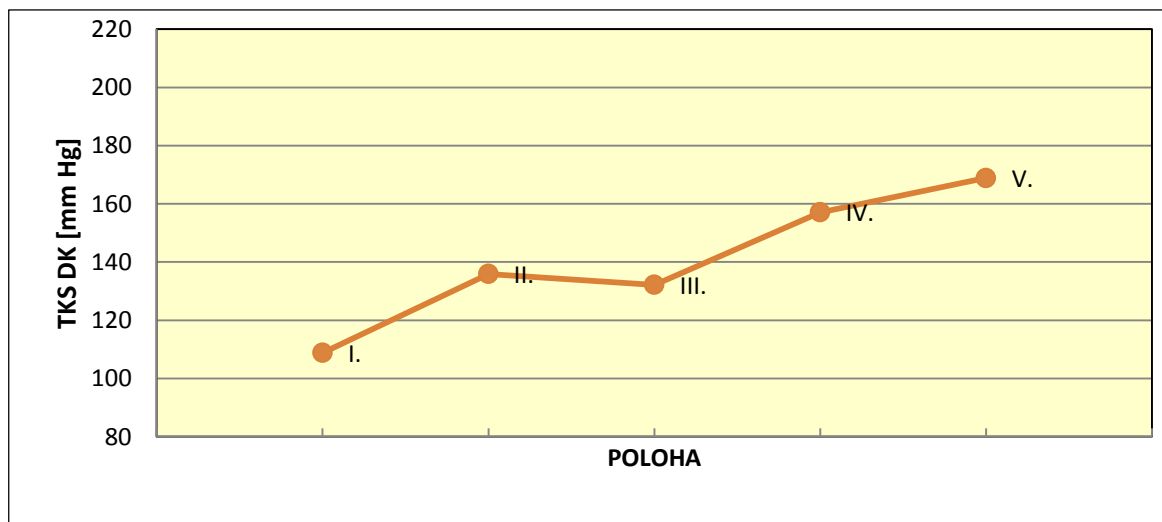
Tabulka zprůměrovaných hodnot systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného na pravé dolní končetině, na arteria femoralis auskultačně

<i>TKS DK</i>	<i>I.</i>	<i>II.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>
1	124	143	145	162	181
2	112	132	136	149	158
3	111	157	142	185	194
4	105	137	133	155	164
5	120	158	149	187	200
6	104	152	139	170	175
7	110	140	135	163	177
8	111	161	138	175	179
9	105	139	130	157	173
10	104	145	114	144	150
11	111	141	130	150	164
12	103	127	132	150	172
13	116	128	135	152	160
14	105	104	123	146	150
15	106	113	121	141	143
16	104	121	126	139	167
17	92	106	107	129	152
18	115	141	144	174	179
<i>Výsledky:</i>					
<i>Průměr</i>	108,8	135,9	132,2	157,1	168,9
<i>Směr.odch.</i>	7,1	16,4	10,5	15,5	14,8
<i>Horní mez</i>	115,9	152,3	142,7	172,7	183,7
<i>Dolní mez</i>	101,6	119,4	121,6	141,5	154,1

Hodnoty systolického krevního tlaku měřeného na pravé dolní končetině auskultačně, na arteria femoralis se zvýšily u celé skupiny v průměru ze 108,8 mm Hg na 135,9 mm Hg vlivem pasivní vertikalizace, z polohy klidové v leže. V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru se vlivem zátěže hodnoty TKS zvyšovaly úměrně s přidáním zátěže, tedy ze 132,2 mm Hg z pozice klidové v sedě na bicyklovém ergometru na 157,1 mm Hg se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti a došlo ke zvýšení až na 168,9 mm Hg v důsledku zvýšení zátěže na 2W na kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie. Získané výsledky jsou dále porovnávány a vyhodnocovány.

Graf č.4

Graf systolického krevního tlaku měřeného auskultačně na dolní končetině [mm Hg] v závislosti na testované poloze

**Legenda**

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti

Třetí metodou pro zjišťování systolického krevního tlaku bylo měření elektrickou impedanční technikou, výsledky jsou v následující tabulce č.11.

Pro celou sledovanou skupinu se v průměru zvýšil systolický krevní tlak měřený EIT z polohy klidové v leže ze 109,7 mm Hg na 141,1 mm Hg vlivem pasivní vertikalizace. Vlivem zátěže se hodnoty TKS EIT zvyšovaly úměrně s přidáním zátěže, tedy v průměru u celé skupiny ze 136,6 mm Hg z pozice klidové v sedě na bicyklovém ergometru na 159,8 mm Hg testováním na BE se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti. V důsledku zvýšení zátěže na 2W na kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie, došlo i ke zvýšení TKS EIT na hodnoty 167,5 mm Hg. Pro názornost jsou získané hodnoty zaneseny do grafu č.5.

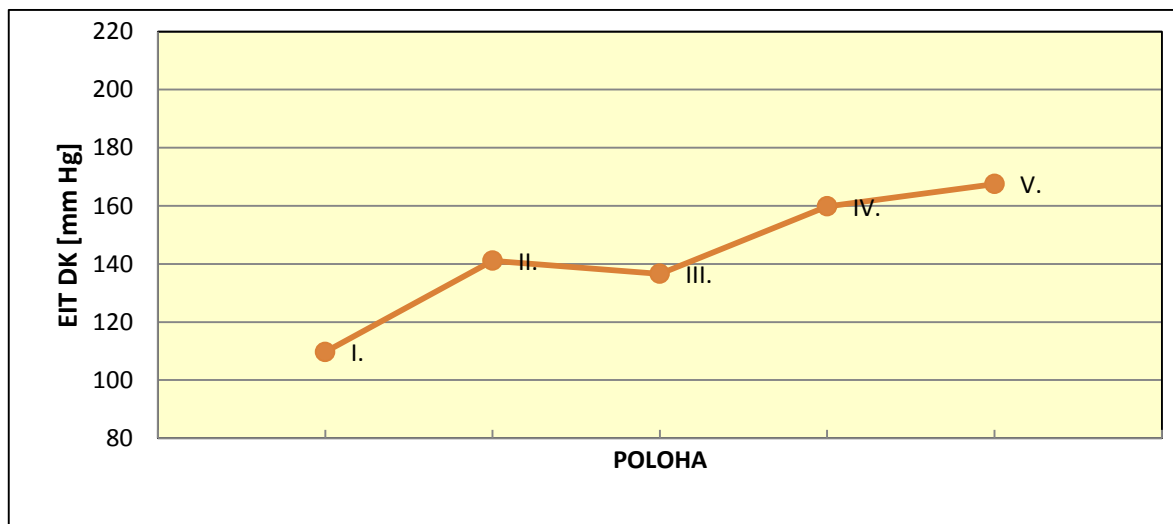
Tabulka č.11

Tabulka zprůměrovaných hodnot systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného elektrickou impedanční technikou – (EIT)

<i>EIT</i>	<i>I.</i>	<i>II.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>
1	117	155	151	166	173
2	110	129	138	149	159
3	113	151	143	183	194
4	106	140	134	156	157
5	123	158	153	196	192
6	105	155	141	170	181
7	110	147	138	163	172
8	111	162	140	178	173
9	107	135	132	151	170
10	105	148	136	153	160
11	110	140	133	148	160
12	105	135	130	152	178
13	116	126	132	138	150
14	110	133	128	150	146
15	100	127	115	147	143
16	100	131	136	160	170
17	110	123	130	136	158
18	117	144	146	176	175
<i>Výsledky:</i>					
<i>Průměr</i>	109,7	141,1	136,6	159,8	167,5
<i>Směr.odch.</i>	5,8	11,5	8,7	15,5	13,9
<i>Horní mez</i>	115,6	152,7	145,3	175,3	181,5
<i>Dolní mez</i>	103,8	129,6	127,9	144,3	153,5

Graf č.5

Graf systolického krevního tlaku měřeného impedančně na dolní končetině [mm Hg] v závislosti na testované poloze

**Legenda**

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti

Zajímala mne vzájemná závislost těchto tří metod měření systolického krevního tlaku, ve všech pěti polohách. Bylo nutné zjistit, zda všechny metody dávají přibližně stejné výsledky, jak úzce spolu souvisí, jak spolu korelují, jaká je mezi nimi závislost a zda je tato závislost lineární a zda koeficient lineární regrese je roven 1 (viz níže). Každý stav byl sledován zvlášť. Nejprve byly z naměřených dat stanoveny korelační koeficienty. Hodnoty korelačních koeficientů jsou uvedeny v následující tabulce č.12.

Tabulka č.12

Tabulka korelačních koeficientů systolického krevního tlaku

	I.	II.	III.	IV.	V.
<i>Korelační koeficienty TKS</i>	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Corr EIT x TKS HK</i>	0,584	0,281	0,561	0,743	0,692
<i>Corr EIT x TKS DK</i>	0,713	0,869	0,726	0,896	0,926
<i>Corr TKS HKxTKS DK</i>	0,833	0,201	0,719	0,635	0,655

Abychom mohli tvrdit, že se mezi dvěma proměnnými jedná o lineární závislost, je potřeba, aby korelační koeficienty byly v absolutní hodnotě blízké hodnotě 1. Tento předpoklad rozhodně není splněn v poloze pasivní vertikalizace na sklopném lůžku při porovnávání metod:

- 1) elektrické impedanční techniky s metodou měření krevního tlaku na arteria brachialis,
- 2) při porovnávání metod měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis a a. femoralis, tedy na horní a dolní končetině auskultačně.

Nejvyšší míra korelace je v poloze V. u bicyklové ergometrie se zátěží 2W na kg tělesné zátěže, kde korelační koeficient je 0,92 pro měření elektrické impedanční techniky a auskultačního měření krevního tlaku na arteria femoralis. Vztah těchto dvou sledovaných metod se dá pokládat za statisticky významný i v ostatních polohách měření.

Pro ostatní dvojice by se mohlo jednat o lineární závislosti, což jsem dále sledovala pomocí pokládání přímky lineární regrese. Modely těchto parametrů jsou uvedeny v následujících třech tabulkách č.13.

Tabulka č.13

Tabulky modelu lineární regrese systolického krevního tlaku

$$EIT = b \cdot TKS HK$$

	I.	III.	IV.	V.
	Leh klid	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
<i>b</i>	1,017	1,294	1,141	1,042

$$EIT = b \cdot TKS DK$$

	I.	II.	III.	IV.	V.
	Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
<i>b</i>	1,007	1,033	1,031	1,016	0,991

$$TKS HK = b \cdot TKS DK$$

	I.	III.	IV.	V.
	Leh klid	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
<i>b</i>	0,988	0,795	0,886	0,947

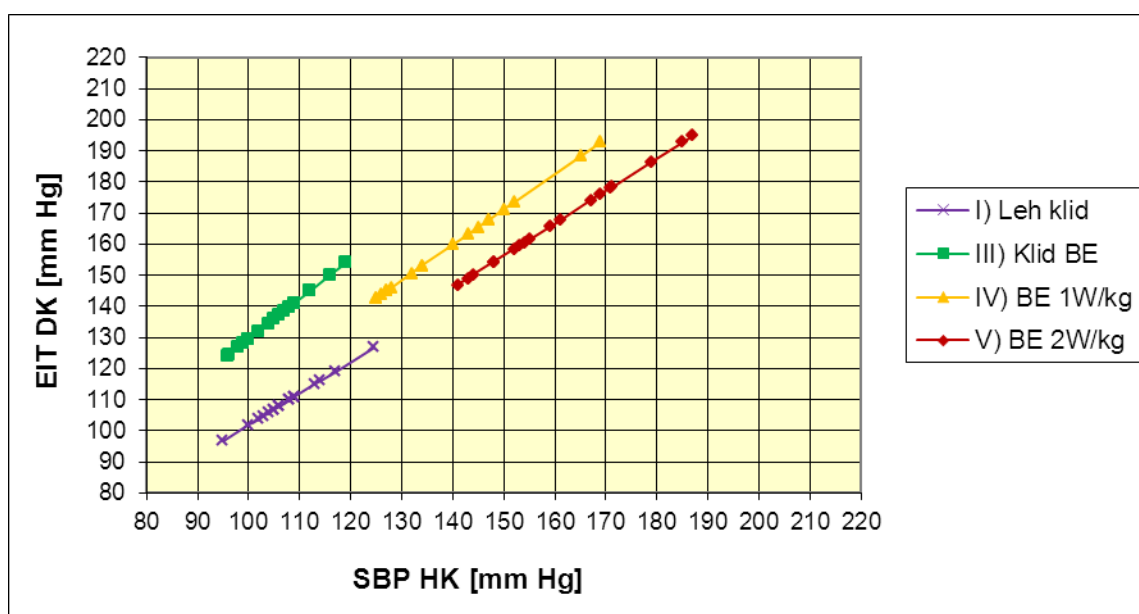
Legenda

$$b = \frac{\sum_{i=1..18} X_i Y_i}{\sum_{i=1..18} X_i X_i}$$

Byly vykresleny grafy naměřených závislostí a proloženy příslušnými regresními přímkami konstruovanými z těchto odhadů. Tyto grafy jsou vytvořeny v příloze. Pro lepší orientaci byly vytaženy jednotlivé regresní přímkové z těchto grafů a dány vždy do jednoho společného grafu podle závislostí vždy dvou jednotlivých metod měření z modelů lineární regrese, viz. graf č.6,č.7,č.8.

Graf č.6

Graf regresních přímek systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného auskultačně na horní končetině a elektrickou impedanční technikou [mm Hg] na dolní končetině



Legenda

- I) regresní přímka polohy klidu vleže
- II) poloha II není zakreslena v grafu, neboť se nejedná o lineární závislost
- III) regresní přímka polohy klidu v sedě na bicyklovém ergometru
- IV) regresní přímka polohy na BE při zátěži 1W na kg tělesné hmotnosti
- V) regresní přímka polohy na BE při zátěži 2W na kg tělesné hmotnosti

Z grafu č.6 vyplývá, že v modelu $EIT = b \cdot TKS\ HK$, tedy u metody měření pomocí elektrické impedanční techniky s porovnáním metody měření krevního tlaku na arteria brachialis pro všechny zobrazené polohy - stavy, naměřená data souměrně kolísají kolem regresní přímky.

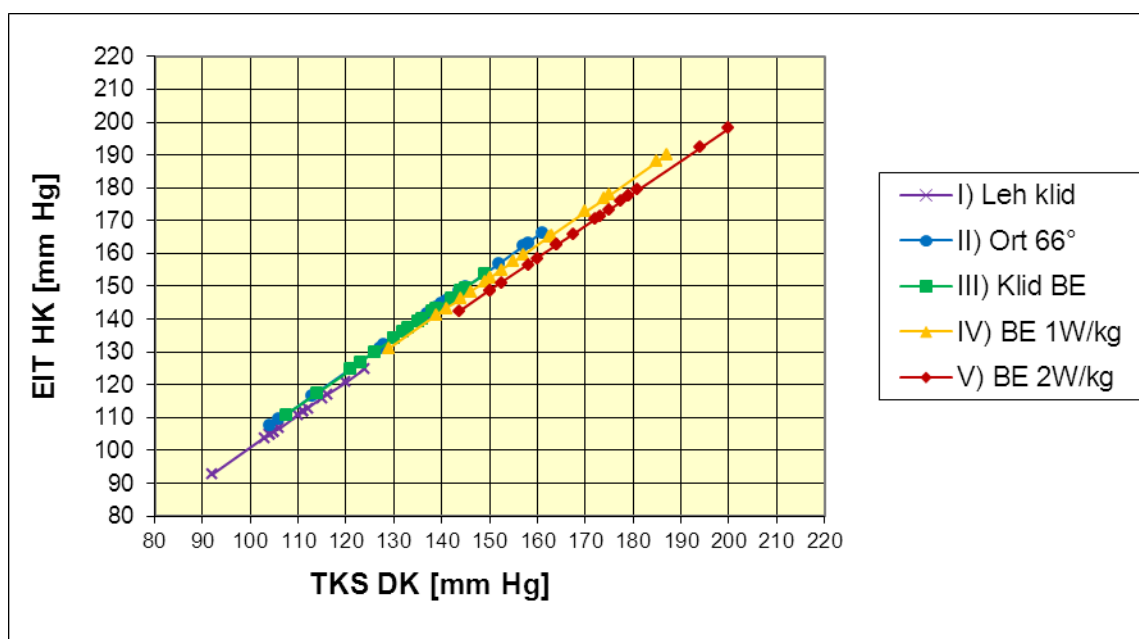
Poloha II. – pasivní vertikalizace není zahrnuta v grafu z důvodu, protože nemůžeme tvrdit, že se mezi dvěma danými proměnnými jedná o lineární závislost. Regresní přímka I. polohy klidu vleže má hodnoty nejnižší oproti III. regresní přímce

polohy klidu v sedě na bicyklovém ergometru. Na IV. regresní přímce polohy na bicyklovém ergometru při zátěži 1W na kg tělesné hmotnosti data stoupají a nejvyšší data je jasně vidět na V. regresní přímce polohy na bicyklovém ergometru při zátěži 2W na kg tělesné hmotnosti.

V grafu č.7, tedy v grafu naměřených závislostí s proloženými příslušnými regresními přímkami konstruovanými z těchto odhadů, data kopírují přímku v modelu $EIT = b \cdot TKS DK$, a to opět ve všech polohách. Nejtěsnější lineární vztah vyplynul, dle našich předpokladů z grafu č.7, kde závislost jednotlivých regresních přímek systolického krevního tlaku měřená auskultačně na dolní končetině na arteria femoralis a měřená elektrickou impedanční technikou na dolní končetině je v nejužším vzájemném vztahu a jednotlivé přímky lineární regrese se překrývají.

Graf č.7

Graf regresních přímek systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného auskultačně na dolní končetině a elektrickou impedanční technikou [mm Hg] na dolní končetině



Legenda

- I. regresní přímka polohy klidu vleže
- II. regresní přímka polohy stoje po pasivní vertikalizaci na ortostatickém lůžku
- III. regresní přímka polohy klidu v sedě na bicyklovém ergometru
- IV. regresní přímka polohy na BE při zátěži 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. regresní přímka polohy na BE při zátěži 2W na kg tělesné hmotnosti

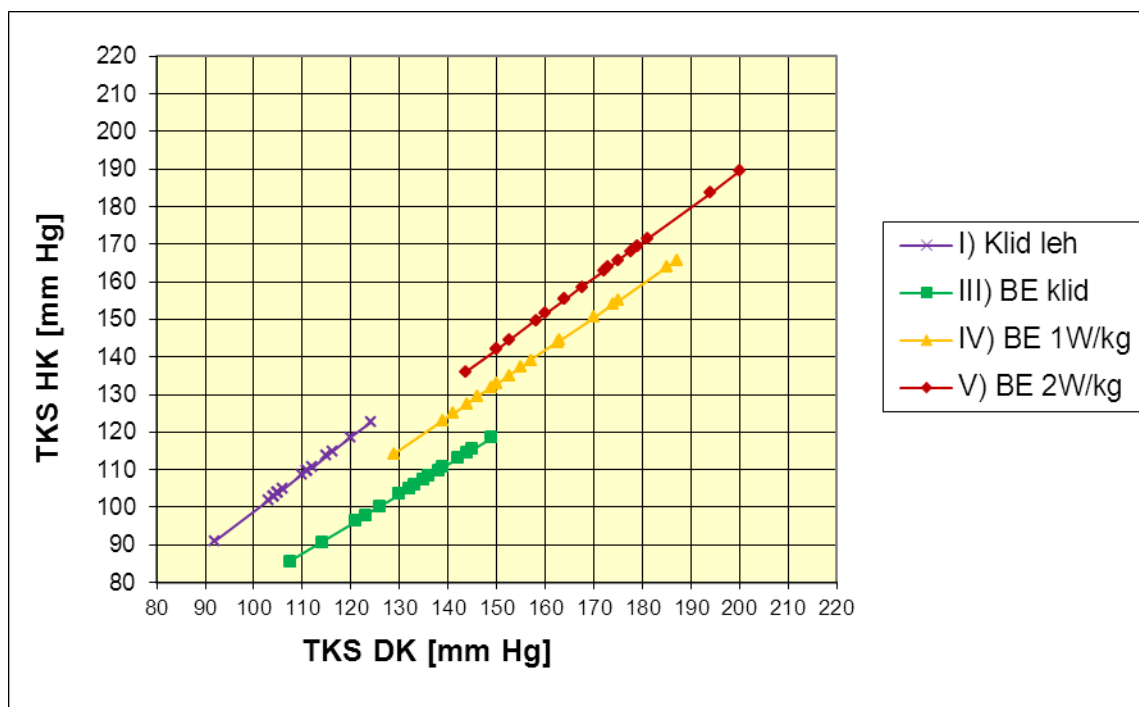
Z grafu č.8 vyplývá, že v modelu $TKS HK = b \cdot TKS DK$ v poloze klidové vleže na lůžku sice data opět kolísají kolem regresní přímky, ale v poloze klidové v sedě na

bicyklovém ergometru a v poloze se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti na bicyklovém ergometru by však byly vhodnější spíše přímky neprocházející počátkem. V grafu u polohy na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti se ukazuje dokonce na jiný než lineární typ závislosti.

Poloha II. – pasivní vertikalizace není zahrnuta v grafu z důvodu, protože nemůžeme tvrdit, že mezi dvěma danými proměnnými se jedná o lineární závislost. Závislost jednotlivých regresních přímek systolického krevního tlaku měřená auskultačně na horní končetině na arteria brachialis a na dolní končetině na arteria femoralis, je také ve vzájemném vztahu, ale jednotlivé regresní přímky se nepřekrývají.

Graf č.8

Graf regresních přímek systolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného auskultačně na horní a dolní končetině



Legenda

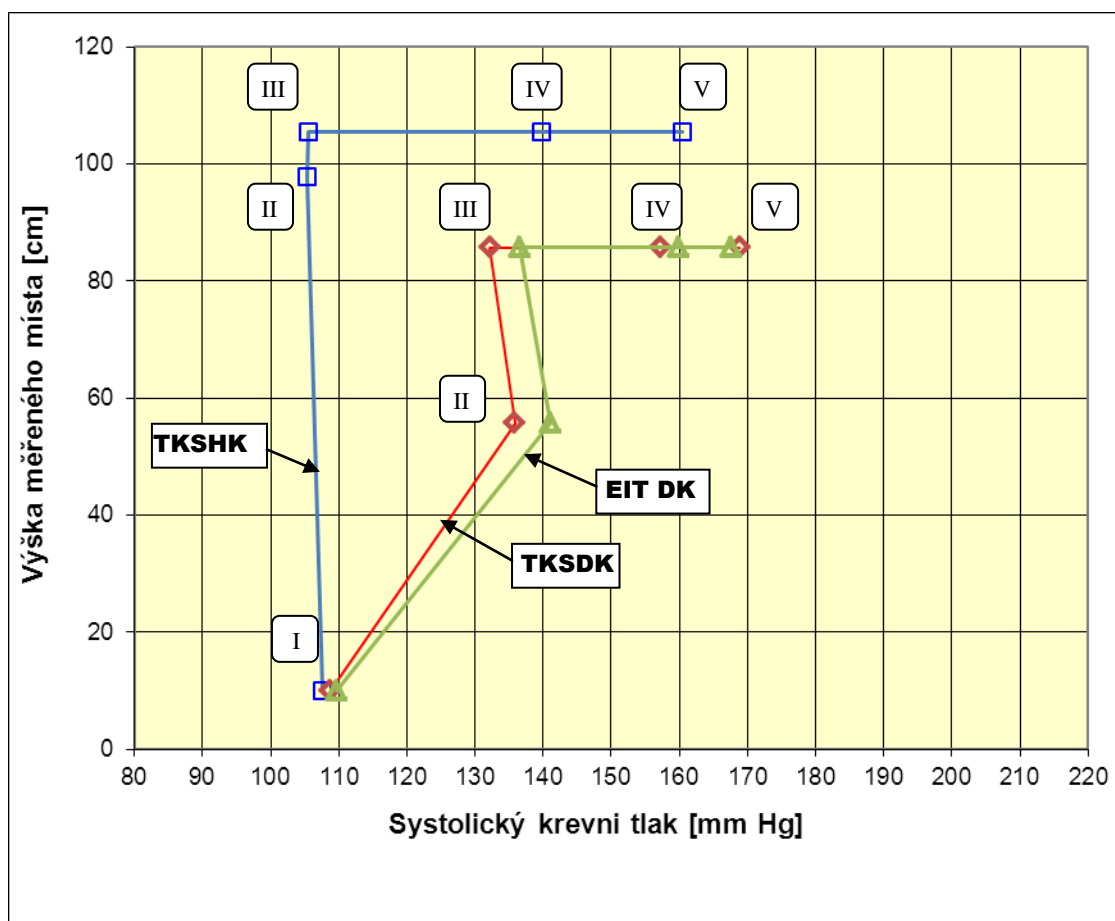
- I. regresní přímka polohy klidu vleže
- II. poloha II není zakreslena v grafu, neboť se nejedná o lineární závislost
- III. regresní přímka polohy klidu v sedě na bicyklovém ergometru
- IV. regresní přímka polohy na BE při zátěži 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. regresní přímka polohy na BE při zátěži 2W na kg tělesné hmotnosti

Graf č.9 nám znázorňuje závislost výšky měřeného místa krevního tlaku na horní končetině na arteria brachialis a na dolní končetině během experimentu ve všech sledovaných polohách z průměrovaných hodnot celé sledované skupiny. Pro polohu v

klidu vleže jsem jako výchozí výšku měřeného místa zvolila 10 cm, a získané hodnoty měření jsou ve velice těsné blízkosti. Ve všech dalších sledovaných polohách jsou získané hodnoty naměřené na horní končetině vždy výše, oproti sledovaným hodnotám systolického krevního tlaku na končetině dolní a to jak auskultačně tak impedančně.

Graf č.9

Graf systolického krevního tlaku [mm Hg] v závislosti na výšce měřeného místa [cm]



Legenda

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- TKS HK krevní tlak systolický měřený na horní končetině
- TKS DK krevní tlak systolický měřený na dolní končetině
- EIT DK krevní tlak systolický měřený na DK elektrickou impedanční technikou

V modelu $EIT = b \cdot TKS\ HK$ a v modelu $EIT = b \cdot TKS\ DK$ bylo dále testováno, zda metody EIT a TKS HK a metody EIT a TKS DK měří tlak stejně, tj. zda odhadnutý parametr b je přibližně roven 1.

Toto testování jsem provedla pomocí t-testu, výsledky jsou v tabulce č.14,15.

Tabulka č.14

Tabulka t-testu TKS HK a elektrické impedanční techniky

	<i>I.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>leh klid</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE2W/kg</i>
<i>b</i>	1,02	1,29	1,14	1,04
<i>V</i>	0,00	0,00	0,00	0,00
<i>S2</i>	34,66	68,05	127,08	132,31
<i> t </i>	1,38	15,97	7,46	2,49

Legenda

- b = odhadnutý parametr
- v = $(X^T X)^{-1}$
- s = reziduální rozptyl
- t = hodnota t-testu

V tabulce č.14 jsou **výsledky T-testu**, který byl proveden na hladině 1%. Kritická hodnota χ^2 rozdělení o 17 stupních volnosti **na hladině 1%** je 2,9. To znamená, že na této hladině nezamítneme hypotézu $b = 1$ v poloze klidové na lůžku a pro zátěžové testování 2W na kg tělesné hmotnosti. Porovnání těchto dvou metod je statisticky významné, v těchto dvou polohách. Naopak zamítneme hypotézu pro polohy sed v klidu a na bicyklovém ergometru a na BE se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti.

Závěr: poloha I.,V., jsou statisticky významné pro TKS HK a EIT – na hladině 1%, (v tab.č.14 zvýrazněno silněji).

Pokud by T-test byl proveden **na hladině 5%**, kritická hodnota χ^2 rozdělení o 17 stupních volnosti na hladině 5% je 2,1 To znamená, že na této hladině významnosti zamítneme hypotézu $b = 1$ ve všech polohách, kromě polohy klidové na lůžku. Pro testování polohy v klidu na bicyklovém ergometru a pro zátěžové testování 1W a 2W na kg tělesné hmotnosti, je porovnání těchto dvou metod statisticky nevýznamné pro systolický krevní tlak měřený na arteria brachialis s porovnáním s metodou elektrické impedanční techniky. Naopak nezamítneme hypotézu testování měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis auskultačně a elektrickou impedanční technikou pro polohu klidovou v leže, a porovnání je statisticky významné na hladině 5%.

Závěr: poloha I., je statisticky významná pro TKS HK a EIT na hladině 5%.

Tabulka č.15
Tabulka t-testu TKS DK a elektrické impedanční techniky

	<i>I.</i>	<i>II.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>B</i>	1,01	1,03	1,03	1,02	0,99
<i>V</i>	27,40	0,00	0,00	0,00	0,00
<i>S2</i>	27,40	86,29	59,83	54,10	32,88
<i> t </i>	0,62	2,04	2,26	1,44	1,12

Legenda

- b = odhadnutý parametr
- v = $(X^T X)^{-1}$
- s = reziduální rozptyl
- t = hodnota t-testu

V tabulce č.15 jsou **výsledky t-testu** dvou metod měření: elektrickou impedanční technikou a auskultační měření krevního tlaku na arteria femoralis.

T-test byl proveden **na hladině 1%**. Kritická hodnota χ^2 rozdělení o 17 stupních volnosti na hladině 1% je 2,8. Získaná hodnoty jsou ve všech sledovaných polohách statisticky významné na hladině významnosti 1%.

Závěr: polohy I.,II.,III.,IV.,V, jsou statisticky významná pro TKS DK a EIT na hladině 1%.

Pokud byl T-test proveden **na hladině 5%**, kritická hodnota χ^2 rozdělení o 17 stupních volnosti na hladině 5% je 2,1. Na této hladině významnosti nezamítneme hypotézu $b = 1$ ve všech polohách, kromě polohy III., tedy v poloze klidové na bicyklovém ergometru, kdy je porovnání těchto dvou metod statisticky nevýznamné. Porovnání těchto dvou metod je statisticky významné ve všech ostatních sledovaných polohách.

Závěr: polohy I.,II.,IV.,V, jsou statisticky významná pro TKS DK a EIT na hladině 5%.

V tabulce č.16 jsou získané hodnoty tlakového gradientu (TG). TG byl definovaný jako rozdíl krevního tlaku na horní a dolní končetině a byl vypočítán z naměřených hodnot systolického krevního tlaku na arteria brachialis a arteria femoralis: $TG = TKS\ HK - TKS\ DK$.

Tabulka č.16
Výsledky tlakového gradientu [mm Hg]

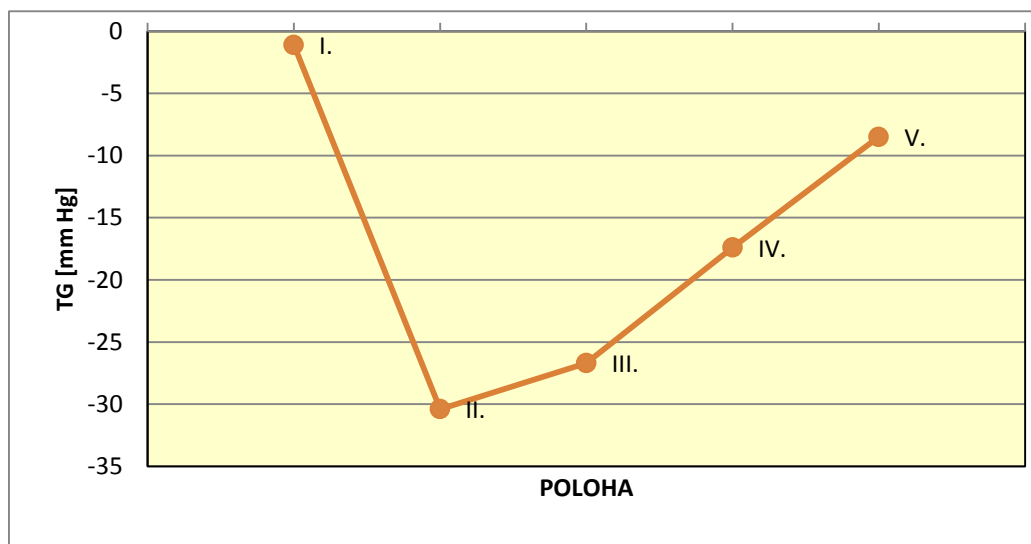
<i>TG</i>	<i>I.</i>	<i>II.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>
1	1	-28	-29	6	4
2	-3	-22	-27	-15	-6
3	-2	-55	-33	-35	-23
4	-2	-37	-34	-30	-16
5	-3	-48	-30	-22	-13
6	-2	-52	-34	-23	-6
7	4	-30	-29	-20	-16
8	-6	-50	-26	-28	-7
9	3	-36	-28	-31	-29
10	0	-44	-16	-4	5
11	2	-40	-26	-22	-21
12	5	-11	-20	2	7
13	-11	-25	-39	-27	-19
14	1	-2	-23	-19	4
15	0	-9	-14	-14	15
16	-4	-17	-26	-5	-19
17	3	-5	-11	3	0,5
18	-6	-36	-36	-29	-12
<i>Průměr</i>	<i>-1,1</i>	<i>-30,4</i>	<i>-26,7</i>	<i>-17,4</i>	<i>-8,5</i>
<i>Směr.odch.</i>	<i>3,9</i>	<i>16,1</i>	<i>7,4</i>	<i>12,5</i>	<i>11,9</i>
<i>Horní mez</i>	<i>2,8</i>	<i>-14,2</i>	<i>-19,3</i>	<i>-4,9</i>	<i>3,4</i>
<i>Dolní mez</i>	<i>-5,1</i>	<i>-46,6</i>	<i>-34,1</i>	<i>-29,8</i>	<i>-20,4</i>

Výpovědní hodnota tlakového gradientu byla definována jako střední hodnota tlakového gradientu \pm směrodatná odchylka TG pro jednotlivé polohy měření. Tlakový gradient byl u celé sledované skupiny v průměru záporný s získanou hodnotou -1,1 mm Hg v poloze klidové vleže. Vlivem pasivní vertikalizace na sklopném lůžku se zvýšila získaná hodnota do záporu až na hodnotu -30,4 mm Hg. V poloze klidové v sedě na bicyklovém ergometru byla získána hodnota -26,7 mm Hg v průměru u celé skupiny vyšetřovaných dívek. Vlivem zátěže se hodnoty tlakového gradientu snižovaly a rozdíly na horní a dolní končetině se zmenšovaly úměrně s přidáním zátěže, tedy v průměru u celé skupiny získaná hodnota -17,4 mm Hg pro zátěžové vyšetření na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti. K dalšímu snížení TG došlo vlivem zvýšení zátěže na 2W na

kilogram tělesné hmotnosti BE a to až na získanou hodnotu $-8,5$ mm Hg. Změny hodnot TG jsou pro přehlednost v jednotlivých polohách zaneseny do grafu č.10.

Graf č.10

Graf tlakového gradientu [mm Hg] v závislosti na testované poloze



Legenda

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti

V tabulce č.17 jsou zaznamenány hodnoty diastolického krevního tlaku měřeného na pravé horní končetině auskultačně. Na arteria brachialis se zvýšily získané hodnoty u celé skupiny z polohy klidové v leže v průměru ze 62,6 mm Hg na 70,5 mm Hg vlivem pasivní vertikalizace. V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru byla v průměru získaná hodnota 70,4 mm Hg u celé skupiny. TKD HK v poloze na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti byla v průměru získaná hodnota 69,5 torrů, v poloze u bicyklové ergometrie se zátěží 2W na kilogram tělesné hmotnosti byla v průměru získaná hodnota 71,2 mm Hg. Pro názornost jsou tyto změny získaných hodnot zaneseny do grafu č.11.

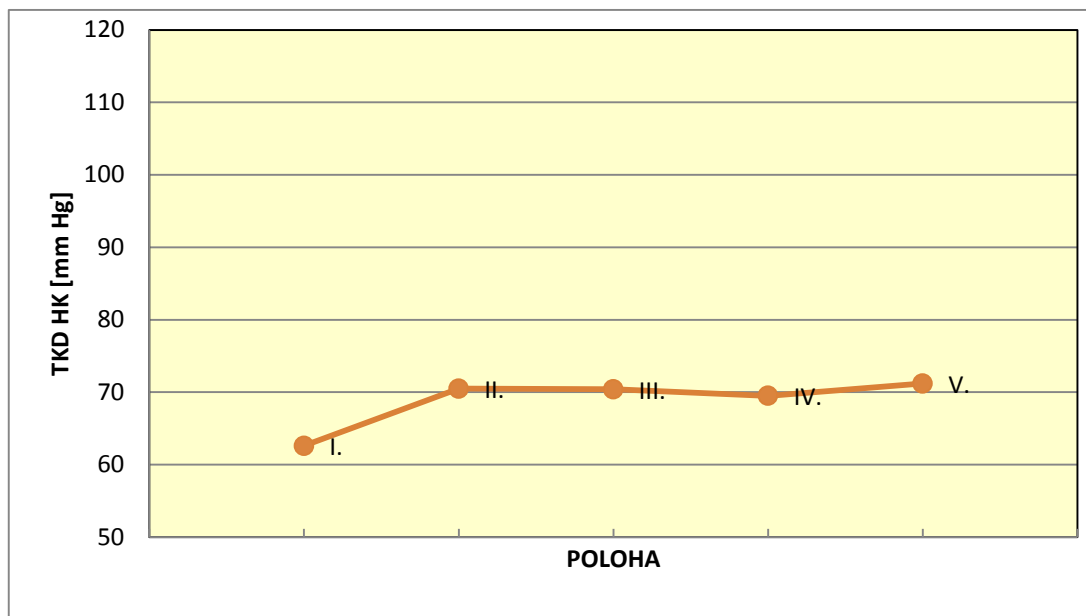
Tabulka č.17

Výsledky diastolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného auskultačně na arteria brachialis na horní končetině

TKD HK	I.	II.	III.	IV.	V.
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>
1	72	80	77	75	75
2	67	78	75	74	77
3	56	67	75	64	62
4	62	62	63	68	68
5	67	75	79	73	81
6	57	67	74	73	84
7	60	75	74	66	72
8	67	73	78	72	67
9	52	60	63	64	68
10	54	68	64	70	66
11	58	65	65	52	54
12	65	74	74	78	86
13	66	72	66	68	66
14	64	73	66	67	66
15	63	71	68	73	77
16	69	67	68	72	68
17	62	70	70	78	81
18	65	72	67	64	63
<i>Průměr</i>	62,6	70,5	70,4	69,5	71,2
<i>Směr.odch.</i>	5,2	5,1	5,2	6	8,3
<i>Horní mez</i>	67,8	75,6	75,6	75,5	79,5
<i>Dolní mez</i>	57,3	65,4	65,1	63,4	62,9

Diastolický krevní tlak nelze elektrickou impedanční technikou měřit. Ostatní hodnoty, horní a dolní meze získaných hodnot a směrodatné odchylky byly zaznamenány do tabulky č.17.

Graf č. 11
Graf diastolického krevního tlaku na horní končetině [mm Hg]
v závislosti na testované poloze



Legenda

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti

V tabulce č.18 jsou získané hodnoty diastolického krevního tlaku měřeného na pravé dolní končetině auskultačně, na arteria femoralis. Získané hodnoty se zvýšily u celé skupiny v průměru z 56,2 mm Hg na 84,2 mm Hg vlivem pasivní vertikalizace na sklopném lůžku z polohy klidové v leže.

V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru byla v průměru získaná hodnota 83,3 mm Hg u celé skupiny.

Vlivem zátěže na BE, v pozici se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti byla v průměru získaná hodnota 99,4 mm Hg. Tato hodnota se zvýšila v poloze na BE se zvýšením zátěže 2W na kilogram tělesné hmotnosti na získanou hodnotu v průměru 101,5 mm Hg. Pro názornost jsou tyto získané hodnoty zaneseny do grafu č. 6.

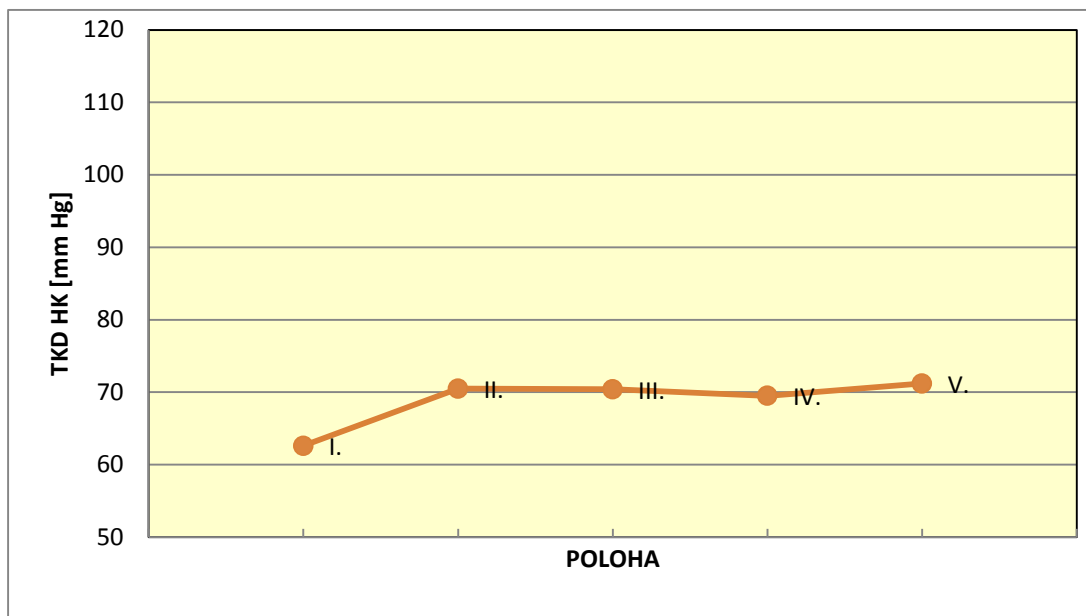
Ostatní hodnoty, horní a dolní mez získaných hodnot a směrodatné odchylky byly zaznamenány do tabulky č.18. V grafu č. 12 jsou názorně zaznamenány změny hodnot TKD DK vlivem změny testovací polohy.

Tabulka č. 18

Výsledky diastolického krevního tlaku [mm Hg] měřeného auskultačně na arteria femoralis na dolní končetině

TKD DK	I.	II.	III.	IV.	V.
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>1W/kg</i>	<i>2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>	<i>[mm Hg]</i>
1	67	87	94	90	106
2	65	76	83	100	109
3	54	107	82	118	117
4	50	78	86	98	99
5	61	104	98	108	129
6	56	99	90	113	109
7	57	85	77	98	105
8	61	100	87	119	120
9	47	91	80	103	97
10	61	97	78	95	96
11	52	83	79	93	88
12	52	66	87	99	97
13	53	75	80	91	88
14	55	64	74	99	82
15	54	71	81	95	90
16	54	71	79	77	83
17	53	71	77	85	96
18	59	88	85	106	115
<i>Průměr</i>	<i>56,2</i>	<i>84,2</i>	<i>83,3</i>	<i>99,4</i>	<i>101,5</i>
<i>Směr.odch.</i>	<i>5,1</i>	<i>13,1</i>	<i>6,1</i>	<i>10,5</i>	<i>12,8</i>
<i>horní mez</i>	<i>61,3</i>	<i>97,3</i>	<i>89,4</i>	<i>109,9</i>	<i>114,3</i>
<i>dolní mez</i>	<i>51,1</i>	<i>71,2</i>	<i>77,3</i>	<i>88</i>	<i>88,7</i>

Graf č. 12
Graf diastolického krevního tlaku na dolní končetině [mm Hg]
v závislosti na testované poloze



Legenda

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti

V tabulce č.19 jsou zaznamenány zprůměrované získané hodnoty srdeční frekvence. SF se zvýšila u celé skupiny v průměru ze 79,8 tepů za minutu na 85,1 tepů za minutu vlivem pasivní vertikalizace, z polohy klidové v leže.

V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru byla v průměru získaná hodnota srdeční frekvence 87,7 tepů/min u celé skupiny, v poloze se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti na bicyklovém ergometru byla v průměru získaná hodnota u celé skupiny 125,6 tepů/min.

Vlivem přidání zátěže v poloze bicyklové ergometrie se zátěží 2W na kilogram tělesné hmotnosti se zvýšila v průměru až na získanou hodnotu 157,6 tepů/min. Ostatní hodnoty, horní a dolní mez získaných hodnot a směrodatné odchylky byly zaznamenány do tabulky č.19.

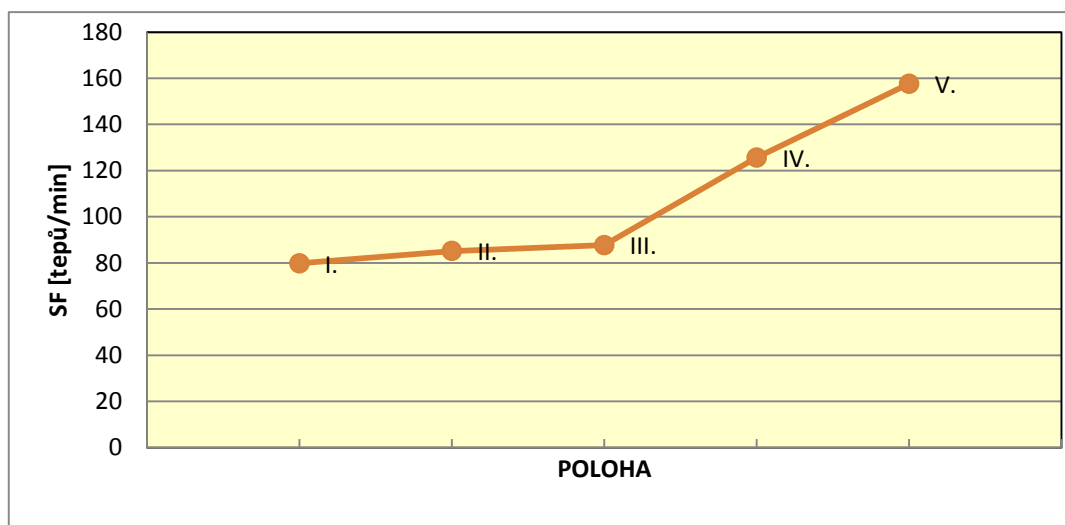
V grafu č. 13 je názorně zaznamenaná závislost získaných hodnot srdeční frekvence na změně testované polohy.

Tabulka č.19
Výsledky srdeční frekvence v jednotlivých polohách
[tepů/min]

<i>SF</i>	<i>I.</i>	<i>II.</i>	<i>III.</i>	<i>IV.</i>	<i>V.</i>
	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
<i>Osoby</i>	<i>[tepů/min]</i>	<i>[tepů/min]</i>	<i>[tepů/min]</i>	<i>[tepů/min]</i>	<i>[tepů/min]</i>
1	64	90	85	123	160
2	80	89	86	131	167
3	84	81	90	135	158
4	81	84	82	113	144
5	65	80	87	133	157
6	73	91	90	127	161
7	91	83	87	137	167
8	85	84	100	142	170
9	71	70	67	103	131
10	82	76	84	122	148
11	90	99	102	125	141
12	76	88	86	123	170
13	77	81	82	109	150
14	72	83	82	121	165
15	108	83	87	129	167
16	89	99	102	138	172
17	74	87	94	130	167
18	77	85	86	120	144
<i>Průměr</i>	79,8	85,1	87,7	125,6	157,6
<i>Směr.odch.</i>	10,2	6,9	81,1	9,8	11,5
<i>Horní mez</i>	90,5	92	95,8	135,4	169,2
<i>dolní mez</i>	69,6	78,2	79,6	115,7	146,1

Graf č. 13

Graf srdeční frekvence [tepů/min] v závislosti na testované poloze

**Legenda**

- I. poloha klidová
- II. poloha pasivní vertikalizace
- III. poloha klidová na bicyklovém ergometru
- IV. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 1W na kg tělesné hmotnosti
- V. testování na bicyklovém ergometru se zátěží 2W na kg tělesné hmotnosti

Všechna získaná měření nebyla zaznamenána z důvodů chyby lidského faktoru, nebo ve většině případech technickou chybou. Nejčastější technickou chybou byla prasklá manžeta tonometru na dolní končetině, která se stupňovala se stoupající zátěží. Tab č. 20. udává přesná čísla v procentech úspěšnosti získaných měření ve všech polohách I.-V., u jednotlivých sledovaných hodnot.

Tabulka č. 20

Procentuální úspěšnost získaných měření ve všech polohách I.-V. jednotlivých sledovaných hodnot

	I.	II.	III.	IV.	V.
% úspěšnost měření	<i>Leh klid</i>	<i>Ort 66°</i>	<i>BE klid</i>	<i>BE 1W/kg</i>	<i>BE 2W/kg</i>
Hodnoty	%	%	%	%	%
SF	97	98	96	97	97
TKS HK	100	100	99	100	99
TKD HK	100	100	98	100	99
EIT DK	90	90	84	78	76
TKS DK	99	100	99	99	96
TKD DK	99	95	95	94	93

6 Diskuse

Lidský organismus je součástí přírody, je nejsložitějším organismem, ale je také tvořen stejnou hmotou, která vytváří objekty i neživé přírody.

Pokud se má tento složitý autoregulační biologický systém posuzovat na úrovni vědeckého výzkumu, je snaha jej rozložit na jednodušší části. Chceme-li nalézt individuální optimální aktivitu zatížení je nutné absolvovat zátěžový test, který v laboratorních podmínkách prověří tělesnou zdatnost.(18,39).

Interpretace naměřených parametrů je oblastí, ve které lze očekávat pokrok již v nejbližší době. Snažíme se o interpretaci stavu, kdy u pacientů s identickou diagnózou, obdobně operovaných a následně léčených jsou řádově desítky, zatímco předoperačních, peri- a pooperačních dat jsou řádově stovky od jediného pacienta. Pro takové výstupy nejsou dosud vypracované rutinní statistické metody. Hlavní pokrok ale nepochybně lze očekávat při užší spolupráci zátěžových fyziologů a kardiologů - žádný matematický algoritmus dosud neumí nahradit kombinaci exaktního pozorování fyziologických regulací a klinické zkušenosti dětského kardiologa a kardiochirurga.(103,107).

Krevní tlak v tepnách končetin je parametrem, který je neinvazivními metodami sledován nejčastěji. TK sledovaný na dolních končetinách a jeho snížení, oproti hodnotám naměřeným na HK signalizuje přítomnost tokové překážky např. stenózy či uzávěru. Průkaz existence tlakového gradientu, jako rozdílů TK HK a TK DK má tady diagnostický význam. Se stoupajícím hemodynamickým významem tokové překážky vzrůstá i tlakový gradient (rozdíl tlaku nad a pod překážkou) a perfuzní porucha. Stanovení hodnoty krevního tlaku je relativně jednoduché a jejím měřením v různých arteriálních segmentech končetiny lze zjistit, v které oblasti je toková překážka hemodynamicky nejvýznamnější. Naměřené hodnoty porovnááme s tlakem v oblastech, kde předpokládáme normální poměry (horní končetiny, kontralaterální dolní končetina). Podobně lze stanovit tlakové rozdíly mezi jednotlivými arteriálními segmenty postižené končetiny. Klasická poslechová metoda měření krevního tlaku, založená na Korotkovově fenoménu, se na dolních končetinách uplatňuje obtížně, neboť auskultační projevy lze uchem těžko spolehlivě zachytit.(141). Někteří autoři poukazují na statisticky významný rozdíl mezi 1. a 2. měřením TK, u děvčat 12-13letých systola i diastola o 2mm Hg. (142). Znalost hodnoty vlastního TK, zná dle posledních výzkumů 79-91% pacientů s kardiovaskulárním onemocněním. (122).

Změny hodnot systolického krevního tlaku v závislosti na místě měření jsou sledovány v pěti polohách a první změnou z polohy v klidu v leže je pasivní vertikalizace na sklopném lůžku. Během této změny došlo v průměru u celé skupiny sledovaných osob k nevýznamnému snížení systolického krevního tlaku měřeného na horní končetině (TKS HK) ze 108 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 114 až 101 mm Hg na získanou zprůměrovanou hodnotu 105 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 110 až 100 mm Hg .

Za snížení krevního tlaku, který není vyrovnán zvýšeným periferním odporem na arteriální straně, odpovídá úbytek minutového objemu srdečního, pro difúzní vasodilataci. K arteriálnímu tlaku musí být při různých polohách těla připočten hydrostatický tlak krve, ale aplikace fyzikálních zákonů dynamiky kapalin na krevní oběh přináší řadu obtíží, neboť krev má nenormální viskosní vlastnosti. Cévy jako pevné trubice se svým průměrem závisí nejen na tlaku, ale též na napětí hladkých svalů v cévní stěně. Také tok krve není ustálený, ale má pulzující charakter. (74,95). Měření systolického tlaku na dolní končetině, během pasivní vertikalizací na sklopném lůžku, pro kontrolu měřeno oběma metodami, tedy EIT i TKS DK, mají stoupající tendenci, zvýšení o 27 mm Hg, tedy na hodnotu 136 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 116 až 102 mm Hg. pro TKS DK , resp. o 31 mm Hg, tedy na hodnotu 141 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 153 až 130 mm Hg. při použití EIT. Z tohoto rozdílu systolických krevních tlaků na arteria brachialis a arteria femoralis lze vyvodit závěr pro tlakový gradient, jako rozdíl krevních tlaků na horní a dolní končetině po pasivní vertikalizaci na sklopném lůžku, kde absolutní nula pro měření výšek je lidské tělo a hloubka h se počítá od nejvzdálenějšího místa lidského těla, pro nás od plosek nohou. V průměru (u celé sledované skupiny) se tlakový gradient posunul vlivem pasivní vertikalizace z -1 mm Hg na výslednou hodnotu -30 mm Hg. TK se měřil paralelně na obou místech těla do pěti tepů po zastavení sklopného lůžka do semivertikály. V grafu č.9 je názorně ukázána závislost krevního tlaku a výšky měřeného místa jako nepřímý úměrný vztah. Čím výše měříme krevní tlak, tím je hydrostatický tlak nižší. Působením gravitačního pole a hydrostatického tlaku se tedy dají předpokládat vyšší hodnoty krevního tlaku na dolní končetině. Experiment prokázal rozdíly, vzniklé změnou polohy těla.

Diastolický krevní tlak měřený na horní končetině se vlivem pasivní vertikalizace zvýšil v průměru o 8 mm Hg, získaná hodnota je 70 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 76 až 65 mm Hg. TKD na dolní končetině se vlivem pasivní vertikalizace zvýšil v průměru o 28 mm Hg, získaná hodnota 84 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 97 až 71 mm Hg.

V souladu s Frank-Starlingovým zákonem, tedy vztahem mezi protažením svalových vláken a silou srdeční kontrakce, je srdeční tepový objem určen plnicím tlakem čili komorovým preloadem. Není v jeho možnostech dostávat více, než dostává.

Výkonnost srdce je úzce spjata s regulací periferní cirkulace. Fyzikální účinky gravitace ve vzpřímené poloze těla způsobují závislost distribuce krevního objemu a venózního tlaku vstojе u člověka, kde je zhruba 70% objemu krve pod úrovní srdce. Pooling-hromadění jako popis přesunu krevního objemu z hrudníku do periferních вен ve skutečnosti spíše znamená, že tranzitní čas touto oblastí se prodlužuje, protože je tu větší venózní objem, tedy delší prodleva a průtok krve není stacionární. Zcela pasivní poloha vstojе představuje potenciálně letální stres u člověka. Sekvestrace - odloučení objemu krve pokračuje důsledkem stresové relaxace či prodlouženou compliancí dolních žil. Vysoký kapilární transmuralní tlak způsobuje pokračující filtraci, úbytek komorového plnicího tlaku může způsobit pokles minutového srdečního výdeje pod úroveň potřebnou k udržení dostatečného krevního tlaku. (110)

Srdeční frekvence se působením pasivní vertikalizace u šesti osob snížila, u ostatních se výsledné hodnoty zvýšily. V průměru (u celé sledované skupiny) se hodnota SF zvýšila o 5 tepů za minutu v rozmezí horní-dolní mez 1 až 8 tepů za minutu.

U šesti osob se tedy dá hovořit o relativní převaze tonu parasimpatiku, tedy o tzv. vagotonii. U dvanácti sledovaných osob se působením ortostázy projevila relativní převaha tonu sympatiku, tedy sympatikotonické ladění autonomního nervového systému.

Za normotonicou oběhovou reakcí je v dospělém věku udávána hodnota ortostatického zrychlení +7 až 12 tepů/min, za vagotonickou oběhovou reakcí se již považuje zrychlení pod 7 tepů/min (11). Test na sklopném stole – head-up tilt table test se využívá k diagnostice synkop nebo hodnotí efekt zavedené terapie, kde normální odpovědí je vzestup srdeční frekvence o 5-10 tepů/min. (94, 96).

Jedním z důležitých bodů disertační práce bylo zjištění výsledných hodnot systolických krevních tlaků získaných maximálně do pěti tepů po zastavení na bicyklovém ergometru. Hodnoty TK naměřené v pozdější fázi nemají odpovídající výpovědní hodnotu.

Metodika měření krevního tlaku na dolní končetině, na arteria femoralis v zátěži na bicyklovém ergometru u sledovaného souboru jedinců je obtížná pro daný anatomický konický tvar stehna, kdy během zátěžového testování na BE dochází často k sesutí manžety tonometru, ale i přes nesnáze byl tento problém vyřešen – více v kap. Metodika a získané hodnoty systolického krevního tlaku na arteria femoralis byly odečteny, ale ne

pokaždé se podařilo tento odečet provést. Auskultační metoda TKS DK byla v 99% slyšitelná a získané hodnoty odečteny oproti metodě EIT na DK, kde procentuální úspěšnost získaných hodnot je pouze v 76% v největší a nejdéle trvající zátěži celého testování (BE 2W/kg). Všechny další porovnání procentuální úspěšnosti měřených hodnot v jednotlivých polohách je v tab.č.20.

Pro porovnání správnosti výsledných hodnot odečtených auskultační technikou, byla použita druhá metoda měření krevního tlaku na dolní končetině pomocí elektrické impedanční techniky. Identickým přístrojem ve stejné zátěžové laboratoři byl porovnáván vztah rychlostí pulzové vlny k parametrům zátěžového vyšetření u dětí a adolescentů s esenciální hypertenzí.(106).

Výsledky obou metod měření TKS DK a EIT DK byly statisticky zpracovány a porovnány. Naše druhá hypotéza byla tedy výše uvedenou studií potvrzena. Paralelní měření systolického krevního tlaku na dolní končetině auskultační a bioimpedanční metodou potvrdilo velice těsný korelační vztah a to ve všech pěti sledovaných polohách. Jednotlivé přímky lineární regrese se téměř překrývají. Z naměřených dat byly stanoveny korelační koeficienty, které se blíží jedné. Hovoří se o silně korelovaných proměnných a můžeme prokázat velkou podobnost získaných hodnot obou metod měření pro systolický krevní tlak. Úplná shodnost výsledků obou metod měření (TKS DK a EIT DK), není možná, neboť snímací místa TK nebyla plně totožná. Statistická významnost sledovaných metod byla hodnocena t-testem na hladině významnosti 1% a 5%.

Bylo rovněž prokázáno, že tlakový gradient, je závislý na výšce měřeného místa. Z toho vyplývá i závislost na situaci a poloze vyšetřované osoby, vlivem působení gravitačního pole. Se zvyšující hloubkou, tedy s nižším místem měření se zvyšuje i krevní tlak, kde získané hodnoty na dolní končetině měřeno pro kontrolu dvěma metodami, měří krevní tlak s vyššími hodnotami oproti naměřeným hodnotám na horní končetině a to ve všech sledovaných polohách. Tlakový gradient se vlivem zvýšené tělesné zátěže zmenšuje, neboť krevní oběh je uzavřený systém, ve kterém se vlivem zvýšeného minutového srdečního výdeje zvyšuje krevní tlak a hydrostatický tlak má v tuto dobu menší vliv ovlivňovat výšku měřeného místa a tím se zmenšuje i rozdíl krevních tlaků na horní a dolní končetině. Výsledky jsou statisticky podloženy lineární regresí a v grafech vykresleny přímkami lineární regrese.

Tlakový gradient je proto rozdílný v poloze vleže oproti poloze v sedu na kole nebo ve stoji. Lokální změny krevního tlaku, jsou změny v daném místě měření krevního tlaku a jak vyplývá z výsledků výzkumu, provedeného u zdravého souboru jedinců, kteří nemají zúžení aortálního istmu způsobujícího překážku proudění krve, byl tlakový gradient nejzápornější vlivem ortostázy, kde je záporná průměrná výsledná hodnota -30 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 14 až 47 mm Hg. Při pasivní vertikalizaci došlo k nevýznamnému poklesu systolického krevního tlaku na horní končetině, zatímco na končetině dolní se objevilo statisticky významné zvýšení. Hodnoty diastolického krevního tlaku byly při změně polohy zvýšeny na obou končetinách, i když výrazněji na končetině dolní. Naměřené hodnoty krevního tlaku, měřené na dolní končetině, jak TKS DK, TKD DK, i EIT DK byly oproti poloze klidové významně vyšší.

Test na nakloněné rovině, (Head up tilt test), je indikován většinou u jinak neobjasněných synkopálních stavů, pro úspěšnost následné terapie.(150). Zhodnocení výskytu neurokardiogenní odpovědi během tilt-up testu u nemocných s permanentní fibrilací síní a pozitivní anamnézou synkopy, nemají statisticky prokázaný vyšší výskyt pozitivního výsledku tilt-up testu.(99).

Postupnou aktivací dolních končetin na bicyklovém ergometru a zejména zvýšenou srdeční aktivitou, spojenou s dalšími autoregulačními mechanismy, se vlivem zátěže 1W na kilogram tělesné hmotnosti změnila hodnoty srdeční frekvence i krevního tlaku a i tlakového gradientu. V pozici klidové v sedě na bicyklovém ergometru byla v průměru získaná hodnota srdeční frekvence 88 tepů/min v rozmezí horní-dolní mez 96 až 80 tepů/min u celé skupiny, v poloze se zátěží 1W na kilogram tělesné hmotnosti na bicyklovém ergometru se zvýšila v průměru získaná hodnota u celé skupiny na hodnotu 126 tepů/min v rozmezí horní-dolní mez 135 až 116 tepů/min. Vlivem dalšího přidání zátěže v poloze bicyklové ergometrie na 2W na kilogram tělesné hmotnosti došlo k dalšímu zvýšení SF v průměru až na získanou hodnotu 158 tepů/min v rozmezí horní-dolní mez 169 až 146 tepů/min. Změny hodnot SF i systolického krevního tlaku v závislosti na stupni zatížení během bicyklové ergometrie potvrdily třetí hypotézu, kde jsme předpokládaly zvýšení SF i TKS vlivem stupňovaného zátěžového testování. Nejlépe lze porovnat získané hodnoty v grafech č.3,4,5,

TKS HK se vlivem zvyšující zátěže 1W/kg zvýšil na hodnotu 140 mm v rozmezí horní-dolní mez 153 až 127 mm Hg a k dalšímu zvýšení došlo vlivem přidání zátěže 2W

na kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie až na hodnoty 160 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 174 až 146 mm Hg.

TKS DK měřeno auskultačně se vlivem zvyšující zátěže 1W/kg zvýšil na hodnotu 157 mm v rozmezí horní-dolní mez 173 až 141 mm Hg a k dalšímu zvýšení došlo vlivem přidání zátěže 2W na kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie až na hodnoty 170 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 184 až 154 mm Hg.

TKS DK měřeno EIT se vlivem zvyšující zátěže 1W/kg zvýšil na hodnotu 160 mm v rozmezí horní-dolní mez 175 až 144 mm Hg a k dalšímu zvýšení došlo vlivem přidání zátěže 2W na kilogram tělesné hmotnosti u bicyklové ergometrie až na hodnoty 168 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez 182 až 154 mm Hg.

Hodnoty TG se změnily vlivem BE 1W/kg na zápornou získanou hodnotu -17 mm Hg v rozmezí horní-dolní mez -5 až -30 mm Hg a působením dalšího zvýšení tělesné zátěže na 2W na kilogram tělesné hmotnosti se hodnoty tlakového gradientu v průměru u celé skupiny snížily na získanou hodnotu -8 torrů v rozmezí horní-dolní mez +3 až -20 mm Hg. Tlakový gradient, jak jsme předpokládali, se u zdravé populace v průběhu stupňovaného zatěžování zmenšuje. Tím se potvrdila čtvrtá hypotéza, jak se dalo předpokládat, že TG se vlivem stupňované zátěže bude snižovat.

U pacientů s koarktací aorty, vzhledem k přepážce, která způsobuje rozdíl krevních tlaků na horní a dolní končetině, lze předpokládat rozdíl krevních tlaků na horní a dolní končetině, tedy tlakový gradient vyšší oproti zdravým osobám a vlivem působící zátěže se tento rozdíl krevních tlaků ještě zvýší. V této disertační práci lze prokázat u zdravého souboru jedinců efekt opačný, tedy působením dalšího zvýšení tělesné zátěže došlo ke snížení tlakového gradientu. Tato disertační práce potvrdila, že u zdravých jedinců dochází při zvyšování tělesné zátěže ke snižování tlakového gradientu.

Věk chronologický, se nemusí vždy shodovat a přímo souviset s věkem biologickým. Potřebujeme určitou míru hodnocení biologických změn v závislosti na přibývajícím věku, míru, jež by nám umožnila určovat biologický věk nezávisle na chronologickém. Vědecké poznání jde kupředu jen tehdy, pokud můžeme předmět zkoumání nějak měřit, nějak počítat. Chronologický věk nám udává, kolik času a kolik let uplynulo od doby narození, jde tedy o jediný přesný a pravdivý údaj v časové ose. Čas sám o sobě není příčinou vzniku žádných biologických jevů. Události se samozřejmě dějí v čase, ne ovšem z důvodu jeho plynutí. (41). Biologické stárnutí neprobíhá u všech lidí

stejným tempem.(125). Rozsahem určité změny, jež nastane za jediný rok, se od sebe liší různé buňky, tkáně i orgány a i jednotlivé osoby. Na rozdíl od plynutí času je velmi nesnadné jakkoli měřit biologický věk, jemuž se někdy říká funkční. (41). Semilongitudinální navazující studie poskytují aktuální růstová data, ze kterých lze získat longitudinální data a charakteristiku růstových křivek, sledující podrobný popis jednotlivých fází růstových spurtů. Dochází ke změnám i TK a SF v závislosti na věku a zatížení.(117,147). Doposud nevyplývala možnost spolehlivého měření biologického věku a to hned z několika důvodů, mezi nimiž dominuje jeden zásadní: všechno, co se zdálo být možným modelem stárnutí, se nakonec ukázalo jako příliš individuálně proměnlivé, nestálé. (114). Dokonce již v okamžiku narození jsou vlastnosti jednotlivých lidských jedinců v širokých mezích proměnlivé. Tyto rozdíly často nemají nic společného s věkem. Jako by každý z nás zahajoval běh života na jiné startovací čáře. Časná adolescence – prepuberta, začíná změnami tělesného složení, u dívek se zvětšuje množství tělesného tuku.(126). Ženy jsou ze statistického průměru menší než muži a proto mají i nižší vitální kapacitu. (25). Biologické stárnutí se projevuje komplexními vlivy neuroendokrinních funkcí změnami reakcí žláz s vnitřní sekrecí na stimuly, změnami kinetiky hormonální distribuce a metabolismu, změnami citlivosti cílových orgánů na hormonální působky. To vše se projevuje i v endokrinních reakcích na stres. (47).

Jsem si vědoma, že ani já, ani nikdo jiný není schopen přesně dle biologických dějů určit stejný biologický věk dobrovolníků. Z tohoto důvodu se můžeme řídit pouze věkem chronologickým, neboť mnohé odchylky ve vyspělosti každé z dívek právě v době prepubertální a pubertální mohou být značně markantní. Pro upřesnění souboru je v mé disertační práci uvedeno i jednoduché antropometrické vyšetření, hmotnost, výška a v příloze percentilové grafy BMI všech dívek.

Daná věková kategorie měřeného souboru se tedy opírá o přesné a definovatelné hodnoty chronologického věku dobrovolníků, je postavena na jejich datu narození.

Na člověka působí mnoho zevních i vnitřních vlivů a změn. Ty působí druhotně na nervy vegetativní, zabezpečující činnost vnitřního prostředí. Při narušení homeostázy organismu nastupuje soubor regulačních mechanismů a reakcí. Selye označil tento druh obrany jako stres. Stresovým faktorem může být cokoli. Každý stresor má svá specifika, své konkrétní působení na cílové orgány prostřednictvím autonomního nervového systému. (82). Živý organismus odpovídá na každý pokus o vychýlení z klidového stavu reakcí řady systémů. Reakcí se rozumí bezprostřední odpověď na zevní podnět, vždy stejná, geneticky zakotvená. Opakováním stejného podnětu se však tato reakce mění, dochází k adaptaci na

specifický podnět. Adaptací se tedy rozumí schopnost živé hmoty přizpůsobit se vlivům prostředí. Jde o základní vlastnost organismu kompenzovat vyvolané změny. Reakce a adaptace na stimul představovaný tělesnou zátěží vyžaduje motorickou svalovou činnost a s tím spojenou celou řadu fyziologických změn v organismu.(82)

Na provedení daného pohybu, určité tělesné zátěže je zapotřebí aktivace všech orgánů a jejich vzájemná souhra. Záleží na daném typu tělesné zátěže, délce jejího trvání i intenzitě s jakou se daná tělesná aktivita provádí.

Na rozdílných výsledcích i se stejnou tělesnou zátěží se podílí pohlaví, biologický věk, trénovanost a adaptabilita organismu, momentální stresové faktory i aktuální aktivace sympatoadrenálního systému.

Diskusi k mé disertační práci je možné uzavřít závěrečným komentářem k hypotézám vysloveným úvodem mé práce.

Ve všech pěti sledovaných polohách těla byla metodou auskultační i impedanční prokázána závislost výšky místa měření na naměřených hodnotách systolického krevního tlaku.

Byl nalezen velice těsný korelační vztah mezi rozdílnými přístupy měření systolického krevního tlaku. Přímkami lineární regrese se překrývají.

Zvýšení srdeční frekvence i krevního tlaku v závislosti na stupňovaném zátěžovém vyšetření bicyklovou ergometrií 1W/kg a 2W/kg, bylo prokázáno.

Při stupňované tělesné zátěži se hodnoty systolického tlakového gradientu u zdravých jedinců dle předpokladu snižují.

7 Závěr

Včasná diagnostika vrozených oběhových vad a jejich chirurgické řešení je prevencí ireverzibilního vývoje kardiálního přetížení a předčasného úmrtí.

Úspěšnému chirurgickému výkonu musí předcházet efektivně vedená diagnostika a zodpovědná indikace.

Dlouholeté zkušenosti Kliniky tělovýchovného lékařství prokázaly významnou roli diagnostiky při testování oběhových funkcí v různých zátěžových podmínkách, především při změnách polohy i při stupňovaném zátěžovém testu.

Pro posouzení stupně hemodynamické poruchy je nezbytné znát fyziologické reakce.

Výsledky testování u 12-13letých zdravých dívek potvrdily zvolené hypotézy. Závislost výšky místa měření na naměřených hodnotách systolického krevního tlaku byla prokázána vyššími hodnotami na dolní končetině oproti hodnotám na horní končetině a to jak metodou auskultační, tak i elektrickou impedanční technikou ve všech pěti sledovaných polohách těla.

Rozdílné přístupy měření systolického krevního tlaku auskultačně pomocí tonometru a elektrickou impedanční technikou na dolní končetině potvrdily velice těsný korelační vztah ve všech sledovaných polohách. Přímkové lineární regrese se překrývají. Prokázala se velká podobnost naměřených hodnot.

Vlivem stupňované tělesné zátěže bicyklovou ergometrií 1W/kg a 2W/kg, se hodnoty systolického tlakového gradientu u zdravé populace, jak se předpokládalo, snižují.

Získané výsledky jsou důležité pro posouzení závažnosti vývojové hemodynamické vady při koarktaci aorty v zatěžkových podmínkách.

8 Souhrn

Cíl

Disertační práce byla pilotní studií, jejímž cílem bylo získání referenčních hodnot, nezbytných k posouzení stupně hemodynamických poruch při koarktaci aorty.

Metodika

Bylo testováno 18 zdravých 11-13letých dívek. Pro 5 sledovaných poloh bylo v průběhu jednoho roku provedeno 450 měření a získáno 2700 hodnot. Krevní tlak byl stanoven klasickou auskultační metodou na aa. brachialis a femoralis a na dolní končetině i elektrickou impedanční technikou. Sledovanými polohami byly: leh v klidu vleže na lůžku, stoj po pasivní semivertikalizaci do 66 stupňů na sklopném lůžku, klid vsedě na bicyklovém ergometru a poté zatížení 1W/kg a 2W/kg tělesné hmotnosti po dobu 3 min.

Výsledky

Potvrdilo se, že systolický krevní tlak je závislý na výšce měřeného místa. Byly naměřeny vyšší hodnoty na dolní končetině jak metodou auskultační, tak i elektrickou impedanční technikou, a to ve všech pěti sledovaných polohách těla.

Disertační práce potvrdila předpokládané rozdíly v oběhové odpovědi. U zdravé populace byl systolický tlakový gradient nižší než u pacientů s koarktací aorty a při stupňované tělesné zátěži se snižoval, zatímco u pacientů s koarktací aorty se dále zvyšuje.

Závěry

Získané výsledky mají význam pro zátěžovou diagnostiku posuzující závažnost vývojové poruchy. Změny reziduálního tlakového gradientu jsou rozhodující indikací k operaci.

Klíčová slova: BMI, koarktace aorty, systolický krevní tlak, tlakový gradient, zátěžové testování

Summary

Goal

Thesis is a pilot study to get reference figures for evaluation of relevancy of hemodynamic development disorders.

Methods

18 healthy girls aged from 11 to 13 were tested. In total 450 measurements were carried out and 2700 figures were measured within 1 year. Blood pressure was measured on arteria brachialis and femoralis, supplemented by electric impedance technology on lower limb. The following positions were measured: standstill lying down on a bed, stand after passive semiverticality up to 66 degrees on a folding bed, standstill seat on a bicycle ergometer and load of 1W/kg and 2W/kg of body weight for 3 minutes.

Results

It was proved that pressure gradient is dependent on the height of measured point. Blood pressure on lower limbs showed higher figures in comparison with upper limbs-both methods (auscultatory and electric impedance technology) confirmed that. This thesis confirmed the differences in circulation reactions. The systolic pressure gradient among healthy population was lower than among patients with coarctation of aorta and during the physical load was decreasing, but among patients with coarctation of aorta was increasing.

Conclusions

The results are important for diagnostics examinations of evolutionary defects. Changes of residual pressure gradient are essential indication for operation.

Key words : *BMI, coarctation of aorta, systolic blood pressure, pressure gradient, load testing*

9 Literatura

1. ALPERT, B.S., FOX, M.E.: Blood pressure response to dynamic exercise. In.: Rowland T.W. (ed.) *Pediatric laboratory exercise testing: Clinical guidelines*: Champaign IL USA Human Kinetic Publishers, 1993
2. ALPERT B.S., FLOOD N.L., STRONG W.B., ET AL: *Responses to ergometer exercise in a healthy biracial population of children*, J. Pediatr, 1982
3. ALPERT B.S., FLOOD N.L., STRONG W.B.: Automated blood pressure measurement during ergometer exercise in children, *Catet Cardiovasc Diagn* 8, 1982
4. ALPERT B.S., VERILL D.E., FLOOD N.L., BOINEAU J.P., STRONG W.B.: Complications of ergometer exercise in children, *Pediatr Cardiol*, 4, 1983
5. AMERICAN COLLEGE OF SPORT MEDICINE: *Guidelines for graded exercise testing and exercise prescription*, Philadelphia, 1980
6. ASCHERMANN, M.: *Kardiologie*, 1.LF UK Praha, Galén, 2004
7. BACHL A., GRAHAM T.E., LOLLGEN H.: *Advances in Ergometry*, Berlin Heidelberg, Springer-Verlag, 1991
8. BALADY G.J., PINA I.L.: *Exercise and Heart Failure*, New York , Futura Publishers, 1997
9. BAR-OR., O.: Intensive Training and Sports Specialization in Young Athletes, *Pediatrics*, č.1, str. 154-157, 2000
10. BARTŮŇKOVÁ S. A KOL.: *Praktická cvičení z fyziologie pohybové zátěže*, UK Praha, 1999
11. BERKOWITZ, J.B, AULD, D.,HULSE, J.E.,CAMPBELL, R.M.: Tilt table evaluation for control pediatric patients: comparison with symptomatic patients, *Clinical Cardiology*, 18,9, str. 521-525, 1995
12. BLAHUŠ, P.: *K systémovému pojetí statistických metod v metodologii empirického výzkumu chování*, Karolinum, 1996
13. BRAUNWALD, E.: *Heart Disease*, A Textbook of Cardiovascular Medicine, 5 th edition. W.B. Saunders Company, 1997
14. BUNC, V.: *Biokybernetický přístup k hodnocení reakce organismu na tělesné zatížení*, VÚT UK Praha, 1989

15. BUNC, V., KAPLAN, O., *Výsledky výzkumu sportovního výkonu a tréninku I.*, Sborník z věd.semináře, Praha 1996
16. BUNC, V., KAPLAN, O., *Výsledky výzkumu sportovního výkonu a tréninku II.*, Sborník z věd.semináře, Praha 1996
17. BUNC, V., HELLER, J.: Exercise intensity conversion from a bicycle ergometer to a treadmill, *Journal of Sports Med and Phys Fitness*, 31, 1999
18. BUNC, V., TILINGER, P.: *Didaktická technika ve sportovním tréninku.* UK Praha, 1982
19. CINGÁLEK, R.: *Využití variability srdeční frekvence pro hodnocení únavy*, Mezinárodní studentská vědecká konference, Praha, 1999
20. CINGLOVÁ, L.: *Vybrané kapitoly z tělovýchovného lékařství*, UK v Praze, Karolinum, 2002
21. CONNOR, T.M., BAKER, W.P.: *A comparison of coarctation resection and patch angioplasty using postexercise measurements.* *Circulation*, 64, 1981
22. CYHELSKÝ, KAHOUNOVÁ, HINDES,.: *Elementární statistická analýza*, 1996
23. ČERNOŠEK, M., NOVOTNÝ, J.: Koarktace aorty – nepoznaná příčina špatně korigované hypertenze, vzácný prvotní záchyt v pozdně dospělém věku, *Praktický lékař*, 85, č. 4, 2005
24. ČIHÁK, R.: *Anatomie*, Avicenum Praha, 1987
25. DOVALIL, J. A KOL.: *Malá encyklopedie sportovního tréninku*, Olympia Praha, 1982
26. DUKÁT, A., LIETAVA, J.: *Thoracic electrical bioimpedance*, Teaching Hospital of Medical Faculty, Bratislava, 1994
27. DUŠEK, J., FEBER, J., SEEMAN, T.: Technika standardizovaného měření krevního tlaku podle metodiky „Shared Care Research and Education Consulting, Inc.“, *Čes.-slov. Pediat.*, 57, No 6, p. 306-310, 2002
28. FITZPATRICK, A., THEODORAKIS, G., AHMED, R.: Dual chamber pacing aborts vasovagal syncope induced by head-up tilt, *Jacc*, vol. 14, str. 13-19, January 1991
29. FITZPATRICK, A., THEODORAKIS, G., VARDAS, P., SUTTON, R.: Methodology of head-up tilt testing in patients with unexplained syncope, *Jacc*, vol.17, No 1, January 1991

30. FLETCHER, G.F., FROELICHER, V.F., HARTLEY, L.H. ET AL.: Exercise Standards, A Statement for Health Professionals From the American Heart Association. *Circulation*, 91, str. 580–615, 1995
31. FREED, M.D., ROCCHINI, A.P., ROSENTHAL, A., NADAS, A.S., CASTANEDA, A.R.: Exercise - induced hypertension after surgical repair of coarctation of the aorta. *Am J Cardiol*, 43, str.253-258, 1979
32. FREED, M.D., *Exercise testing in children: a survey of techniques and safety.* *Circulation*, 1981
33. GARSON, A., BRICKER, T.J., MCNAMARA, D.G.: *The Science and Practice of Pediatric Cardiology*, Lea & Febiger Philadelphia, London, 1990
34. GIBBONS, R.J., BALADY, G.J., BEASLEY, J.W., ET AL. ACC/AHA: Guidelines for Exercise Testing, A Report of the American College of Cardiology, American Heart Association Task Force on practice Guidelines (Committee on Exercise Testing), *J Am Coll Cardiol*, 30, str. 260–315, 1997
35. GIDDING, S.S., ROCCHINI, A.P., MORHEAD, C.: Increased forearm vascular reactivity in patients with hypertension after coarctation repair, *Circulation*, 68, (suppl.III), str. 258, 1983
36. GODFREY, S.: *Exercise testing in children. Applications for health and disease.* Philadelphia PA, USA, WB Saunders, 1984
37. GUENTHARD, J., WYLER, F.: Exercise - induced hypertension in the arms due to impaired arterial reactivity after successful coarctation resection, *Am J Cardiol*, 24, str.194-200, 1994
38. GUIDELINES FOR CARDIAC EXERCISE TESTING, ESC WORKING GROUP ON EXERCISE PHYSIOLOGY,: Physiopathology and Electrocardiography. *Eur Heart J*, 14, str. 969–988, 1993
39. HÁJEK, J.: *Antropomotorika*, UK Praha, 2001
40. HAVLÍČKOVÁ, L. A kol.: *Fyziologie tělesné zátěže I.*, UK v Praze, Karolinum, 2004
41. HAYFLICK, L.: *Jak a proč stárneme*, Columbus Praha, 1997
42. HAUSER, M.: Exercise blood pressure in congenital heart disease and in patients after coarctation repair, *ProQuest*, vol. 89, Iss 2, pg. 125, 2003
43. HELLER, J.: Funkční zátěžová diagnostika a její aplikace ve sportu. *Lékařské listy*, 3.10.1997

44. HELLER, J., BUNC, V., JURIMAE, T., SMIRNOVA, T., KARLSON, K.: Anaerobní zátěžové ALL-OUT testy: volba typu a doby trvání zátěže *Čas. Lék. čes.*, 6, str.130, 1991
45. HELLER, J.: Diagnostika anaerobního výkonu a anaerobní kapacity pomocí all-out testů, *Těl. Vých. Sport. Mlád.*, 4, str. 61,1995
46. HINDLS, HRONOVÁ, NOVÁK, : *Metody statistické analýzy pro ekonomy*, Grada, 1998
47. HLADKÝ, A.: *Zdravotní aspekty zátěže a stresu*, UK Praha, 1993
48. HOŘEJŠÍ, J.: *Dětská srdce na rozcestí*, Grada, 1999
49. HOUDEK, F.: Sto let moderního měření krevního tlaku, *Medical Tribune*, 1, č.19, 2005
50. HRADEC, J.: Jaká je optimální srdeční frekvence? *Cor at Vasa*, str.163-165, č.5, 2007
51. HRAŠKA, V., ŠIMKOVIC, I., SIMAN, J., VRŠANSKÝ, D., SLEZÁK, J.JNR., OTRATA, R.: Neskoré pooperačné komplikácie po primárnom riešení koarktácie aorty, *Bratislavské lék. Listy*, 94, str. 410-414, 1993
52. HRUDA, J., RADVANSKÝ, J., ŠULC, J., HUČÍN, B., ŠAMÁNEK, M.: Reakce na zátěž a funkce plic dlouhodobě po fyziologické korekci nekorigované transpozice velkých tepen, *Med Sport Boh Slov*,4, str.7-9, 1995
53. HRUDA, J.: *Děti po operaci cyanotické srdeční vady současný stav problematiky*, Habilitační práce 2.LF UK, Praha, 1995.
54. CHALOUPKA, V., ELBL, L., : *Zátěžové metody v kardiologii*, Grada Publishing, 2003
55. CHALOUPKA, V., ELBL, L., : *Zátěžová echokardiografie*, Praha Maxdorf, 1997
56. INSTEBO, A., NORGDARD, G.,HELGHEIM, V.,ROKSUND,O.D, GREVE, G., : Exercise capacity in young adults with hypertension and systolic blood pressure difference between right arm and leg after repair of coarctation of the aorta, *Eur J. Appl. Physiol*, 93, 116-123, 2004
57. JAMES, F.W., KAPLAN, S., GLUECK, C.J., ET AL: Response of normal children and young adults to controlled bicycle exercise. *Circulation*, 61, str. 902-12, 1980
58. JANÁK, J.: *Test zdatnosti*, WebPage, 2002
59. JANOTA J. A SPOL.: *Zátěžové testy u nemocných s ischemickou chorobou srdeční*, *Kardio* 91 suppl., 1991

60. JANOUŠEK, V.: *Patologická fyziologie pro stomatology*, Avicenum, 1990
61. JAVŮREK, J.: *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*, SPN Praha, 1986
62. JIRKA Z.: *Regenerace a sport*, Olympia Praha 1990
63. JOUKAL, B., NICOVSKÝ, J., DOMINIK, J., STETKA, F., BÍLKOVÁ, B.: Operace koarktace aorty v dospělém věku, *Praktický lékař*, 71, 5, str. 190-192, 1991
64. KAMINER, S.J., HIXON, R.L., STRONG, W.B.: Evaluation and recommendations for participation in athletics for children with heart disease, *Curr Opin Pediatr* 7, str. 595-600, 1995
65. KANÁLIKOVÁ, K.: *Nekorigovaná koarktácia aorty v dospelom veku*, Slovenská kardiologická spoločnosť, zjazd, 2000
66. KARLEFORS, T., NIELSEN, R., WESTLING, H.: On the accuracy of indirect auscultatory blood pressure measurements during exercise. *Acta med Scand* 180: Suppl 449, str. 81-87, 1996
67. KITCHINER, D.: Physical activities in patients with congenital heart disease, Editorial. *Heart*, ;76, str. 6-7, 1996
68. KLEIN, S., HAGE J.J.: Measurement, calculation, and normal Range of the Ankle-Arm Index, *ProQuest*, Vol.20, Iss. 2, pg. 282, 2006
69. KOHLÍKOVÁ, E.: *Vybraná témata praktických cvičení z fyziologie člověka*, UK v Praze, Karolinum, 2000
70. KOVÁŘ, R.: Eurofit pro dospělé, *Hodnocení zdravotních komponent tělesné zdatnosti*, Karolinum, 1997
71. KUBÁLEK, I.: *Obecná metodologie klinického výzkumu a praxe*, Votobia, 2000
72. KUBÁNKOVÁ, V., HENDL, J.: *Statistika pro zdravotníky*, MZ ČSR, 1987
73. KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I., (ED.): *Pohybový systém a zátěž*, Grada Publishing s.r.o., Praha 1997.
74. KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I.: *Sportovní medicína*, Grada Publishing s.r.o., Praha 1999
75. KUČERA, M. A KOL.: *Tělovýchovné lékařství pro studium rehabilitace*, SPN Praha, 1989
76. KVASNIČKA, J, SKALNIC, V, VOKROUHLICKÝ, L.: *Kardiologie*, SPN Praha, 1988
77. LANGE, A.K.L. (ED): *Habitual Physical Activity and Health*, Copenhagen. World Health Org., 1978

78. LANÍKOVÁ, M., PAŘÍZEK, P., HODAČ, M.: Neurokardiogenní odpověď během tilt-up testu u nemocných s permanentní fibrilací síní, *Cor et Vasa*, str. 92-94, č.3, 2007
79. LONSKÝ, V., ŠIMEK, J., MANDÁK, J., PODRABSKÝ, P., BRZEK, V.: *Výsledky chirurgické léčby koarktace aorty*, Kardiochirurgická klinika, Hradec Králové, 1991
80. MÁČEK, M., KORECKÝ, B.: *Tělesná výchova dětí a mládeže*, Praha, 1969
81. MÁČEK, M., RUTENFRANZ, J., VÁVRA, J. ET AL.: Srovnání rizikových faktorů ischemické choroby srdeční u mladistvých s různou pohybovou aktivitou, *E. Pediat*, 43, str. 652-655, 1988
82. MÁČEK, M., VÁVRA, J.: *Fyziologie a patofyziologie tělesné zátěže*, Avicenum Praha, 1988
83. MÁČEK, M., VÁVRA, J., BENEŠOVÁ, H., RADVANSKÝ, J.: The adjustment of oxygen uptake at the onset of exercise : relation to age and to work load. In: *Children and sport*. Berlin Heidelberg, *Springer Verlag*, 1984
84. MAIORANA, A., DRISCOLL, G., TAYLOR, R., GREEN, D.: Exercise and the Nitric Oxide Vasodilator System, *SportsMed*, 13, 1013-1035, 2003
85. MATĚJKA, T., HUČÍN, B., TLÁSKAL, T., VOJTOVIČ, P., REICH, O., POVÝŠILOVÁ, V., ŠKOVŘÁNEK, J.: Příčiny, diagnostika a řešení rekoarktace aorty po operaci koarktace aorty v novorozeneckém věku, *Cor et Vasa*, 48, č.4, p. 143-148, 2006
86. MATĚJKA, T., HUČÍN, B., TLÁSKAL, T., VOJTOVIČ, P., REICH, O., ŠKOVŘÁNEK, J.: 25leté zkušenosti s operacemi koarktace aorty v novorozeneckém věku, *Cor et Vasa*, 47, č.6, p. 225-230, 2005
87. MAYER, O.jr, CÍFKOVÁ, R., FILIPOVSKÝ, J, SEIDLEROVÁ, J., SLEZÁK, D., STRÍŽOVÁ, J.: Prevalence asymptomaticky vysokého rizika kardiovaskulárních chorob ve vzorku obecné české populace a adherence k doporučeným cílovým hodnotám primární prevence, *Prak.Lék.*, str.230-234, č. 4, 2010
88. MCARDLE, W.D., KATCH, F.I., KATCH, V.L.: *Exercise Physiology*. Third ed. Philadelphia, Lea & Febiger, 1991.
89. MITCHELL, J., HASKEL, W., RAVEN, B.: Classification of sports. *JACC*, 24, str. 864-866, 1994
90. NEUMAN, J.: *Cvičení a testy obratnosti, vytrvalosti a síly*, Portál, 2003

91. NĚMCOVÁ, H.: Neinvazivní vyšetření u arteriální hypertenze, *Kardiol Rev*, 121-127, 8, 2006
92. OPAVSKÝ, J.: *Metody vyšetřování autonomního nervového systému a spektrální analýza variability srdeční frekvence v klinické praxi*, FTK UP Olomouc, 2004
93. PAUKRTOVÁ, D.: Zátěžové testování zdravých mužů ve věku 40-55 let: *Pozorování stupňovaného a kontinuálně zvyšovaného zátěžového protokolu*, Diplomová práce, FTVS-UK, 1999
94. PINA, I.L., BALADY, G.J., HANSON, P., ET AL.: Guidelines for Clinical Exercise Testing Laboratories. AHA Committee on Exercise and Cardiac Rehabilitation, *Circulation* 91, str. 165–195, 1995
95. PLACHETA, Z.: *Submaximal exercise testing*. Sborník lékařských prací v Brně, Brno: Opuscula Medicinae Sportivae, 1988
96. PLACHETA, Z. : *Zátěžové vyšetření a pohybová léčba ve vnitřním lékařství*, LF Masarykova univerzita, 2001
97. PLACHETA, Z., SIEGLOVÁ, J., ŠTEJFA, M.: *Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi*, Grada Publishing 1999
98. PLACHETA Z., A KOL.: *Zátěžová funkční diagnostika a preskripce pohybové léčby ve vnitřním lékařství*, LF Masarykova Univerzita Brno, 1995
99. POPELOVÁ, J.,: *Nejčastější vrozené srdeční vady v dospělosti*, Interní klinika UK 2. a FNM, Praha, 2003
100. POPELOVÁ, J., DOSTÁLOVÁ, P., TELEKES, P., ŠKOVŘÁNEK, J., BELŠAN, T., : *Jaký je stav nemocných operovaných pro koarktaci aorty před 33 lety?*, *Cor et Vasa*, 44, 2002
101. POPELOVÁ, J., ČERNÝ, Š., a kol.: *Naše zkušenosti se systematickým programem péče o dospělé s vrozenou srdeční vadou*, *Cor at Vasa*, str. 169-173, č.5, 2007
102. PRŮŠOVÁ, E.: *Správná technika měření krevního tlaku*, *Zdravotní noviny ČR*, roč. 49, č.7, 2000
103. RADVANSKÝ, J.: *Zátěžové testování dětí a adolescentů s vrozenými srdečními vadami*, Vydavatelství Akat, 1999
104. RADVANSKÝ, J., MATOUŠ, M.: *Hypertenze dětí a adolescentů z pohledu funkční diagnostiky*, *Čs. Pediat.*, 54, No.5, p. 232-236, 1999
105. RADVANSKÝ, J., MATOUŠ, M.: *Zátěžové testování dětí a adolescentů – nejčastěji používané odvozené parametry*, *Med Sport Boh Slov.*, 8, 1999

106. RADVANSKÝ, J., MATOUŠ, M., VÁVRA, J., KULICHOVÁ, D., PALYZOVÁ, D.: Vztah rychlosti pulsové vlny k parametrům zátěžového vyšetření dětských a adolescentních pacientů s esenciální hypertenzí, *Med Sport Boh Slov*, 8, str.44-47, 1999
107. RADVANSKÝ, J., VÁVRA, J.: Aging of systolic time intervals at rest and during exercise in children, Poster. Pediatric Group of Work Physiology 15, *Szeregyeles, Hungary*, 53, 1989
108. RAISOVÁ, L.: Head-up tilt test: jeho přínos v diferenciální diagnostice synkop, *Cor et Vasa*, 47, č.4, p.91, 2005
109. ROMANENKO, D., DERGACHEV, A., OSTROVSKY, Y., ROMANOVICH, V., SHVED, M., GAIDUK, V., SKACHOK, S.: Experience of aortic coarctation treatment in adults, *Cor et Vasa*, 40, 1998
110. ROWELL, L.B.: *Human circulation regulation during physical stress*, Oxford, New York, 1986
111. RUCKI, Š., STOŽICKÝ, F.: *Prevence nemocí oběhové soustavy v pediatrii*, Triton, 2003
112. SALINGER, J.: *Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi*, Univerzita Palackého v Olomouci, Olomouc, 2004
113. SAMUELSON, K.: *Obecná fyziologie, část 3., Srdce a krevní oběh*, 1995
114. SEDLAK, P., BLÁHA, P., JIROUTOVÁ, L., BRABEC, M., VIGNEROVÁ, J.: Využití růstových modelů ke konstrukci rychlostních křivek somatických znaků na základě dat semilongitudinální studie, *Čes.-slov.Pediatric*, č. 3, str.133-145, 2007
115. SEEMAN, T.: *Ambulantní 24hodinové monitorování krevního tlaku u dětí*, *Čes.-slov.Pediatric*, 53, č. 1, p. 34, 1998
116. SEEMAN, T., FEBER, J., VONDRÁK, J., JANDA, J.: Ambulantní monitorování krevního tlaku u dětí, *Čes.-slov.Pediatric*, 52, č. 2, p. 90-93, 1997
117. SELIGER, V., BARTÚNĚK, Z.: *Tělesná zdatnost obyvatelstva ČSSR ve věku 12-55r.*, Praha, 1977
118. SILBERNAGL, S., DESPOPOULOS, A.: *Atlas fyziologie člověka*, Grada Avicenum, 1993
119. SKALICKÁ, H., HRABÁNĚJOVÁ, J.: Monitorace krevního tlaku v ambulantní praxi, *Praktický lékař*, str.513-518, č.9, 2007

120. SOBOLOVÁ, V., ZELENKA, V.: *Fyziologie tělesných cvičení a sportu*, SN Praha, 1973
121. SOVA, J.: *Ekg a jiné grafické metody v kardiologické praxi*, Avicenum, 1985
122. SOVOVÁ, E., LEISSER, J., ONDRUŠKOVÁ, J., KALETOVÁ, M., BENUŠOVÁ, I., DOUPALOVÁ, P.: Pamatují si naši pacienti rizikové faktory kardiovaskulárních onemocnění?, *Prakt.Lék.*, str.90-92, č. 2, 2010
123. SOUMAR, L.: *Kondice a zdraví*, Sportovní služby Dr. Svoboda, 1998
124. STANČÁK, B., KOČIŠOVÁ, Z., KOMANOVÁ, E., MIŠÍKOVÁ, S.: Patterns of blood pressure and heart rate responses to the head-up tilt test, *Cor et Vasa*, 47, č.5, p. 177-182, 2005
125. STEVEN, N. AUSTAD,: *Proč stárneme, proměny lidského těla*, Edice Kolumbus, 1999
126. STOŽICKÝ, F., PIZINGEROVÁ, K.: *Nemoci dětského věku*, UK v Praze, Karolinum, 2004
127. ŠAMÁNEK, M. : *Dětská kardiologie*, Avicenum, 1985
128. ŠAMÁNEK, M.: *Children with congenital heart disease: probability of natural survival*, *Pediatr. Cardiol.*, 13, str. 152-158, 1992
129. ŠAMÁNEK, M., URBANOVÁ, Z.: Výskyt nadváhy a obezity u 7 427 českých dětí vyšetřených v roce 2006, *Čes.-slov. Pediat.*, str.120-125, č.3, 2008
130. ŠAMÁNEK, M., URBANOVÁ, Z., REICH, O., RUŠAVÁ, I., ŠKOVŘÁNEK, J., TAX, P.: Doporučení pro diagnostiku a léčbu hypertenze v dětství a dospívání vypracované Pracovní skupinou dětské kardiologie, *Čes.-slov. Pediat.*, str.40-48, č.1, 2009
131. ŠPINAR, J., VÍTOVEC, J., ZICHA, J.: *Hypertenze diagnostika a léčba*, Grada Avicenum, 1999
132. ŠPRYNAROVÁ, Š., : *K biologickému základu zdatnosti*, UK Praha, 1983
133. ŠTEJFA, M.: *Kardiologie*, Grada 1998
134. ŠULÁKOVÁ, T., JANDA, J.: Praktické aspekty 24hodinového ambulantního monitorování krevního tlaku, *Čes.-slov. Pediat.*, str.256-265, č.5, 2008
135. TICHÝ, J. A.: Vyšetření hrudní elektrické bioimpedance, *Lékařské Listy*, Nov., 45, 1996
136. TLÁSKAL, T.: Chirurgická léčba vrozených srdečních vad včera a dnes, *Cor at Vasa*, str.320-322, č.5, 2009

137. TOMASSONI, T.L.: Conducting the pediatric exercise test. In: Rowland TW. ed.: Pediatric Laboratory Exercise Testing: *Clinical Guidelines*. Champaign IL USA Illinois: Human Kinetic Publishers, str. 1-17, 1993
138. ULVEROVÁ, R.: *Vliv izometrické kontrakce horní končetiny na změnu základních oběhových parametrů během ortostatického testu*, FTVS-UK, 1993
139. URBANOVÁ, Z., ŠAMÁNEK, M.: Výskyt hypertenze ve věku 5,13, a 18 let a její vztah k nadváze a obezitě, *Cor at Vasa*, str.174-178, č.5, 2007
140. VAŇHARA, Z.: *Praktika z fyziologie člověka*, Olomouc, 1993
141. VÁVRA, J., RADVANSKÝ, J., SAZIMA, V., VANĚK, J.: Electrical impedance cardiography as a non-invasive technique for exercise testing of children. In: Children and Exercise XII. Champaign IL USA: *Human Kinetics Publishers*, str. 383-393, 1986
142. VELEMÍNSKÝ, M., a kol.: *Normální hodnoty krevního tlaku u dětí a dorostu v ČR*, Triton, 2003
143. VILIKUS, Z., BRANDEJSKÝ, P., NOVOTNÝ, V.: *Tělovýchovné lékařství*, UK v Praze, Karolinum, 2004
144. VÍŠEK, V.: *Kardiologie*, Avicenum, 1986
145. VRŠANSKÝ, D., ŠIMKOVIC, I., FISCHER, V., HOLOMAO, M.: Prístup chirurga k pacientovi s koarktaciou aorty, ktorá nebola operovaná v detstve, *Neinvaz. Kardiol.*, 3, str.31, 1994
146. WANNE, O.P.S., HAAPOJA, E.: Blood pressure during exercise in healthy children. *Eur J Appl Physiol*, 58, str.62-67, 1988
147. WASHINGTON, R.L., BRICKER, J.T., APERT, B.S. ET AL.: Guidelines for exercise testing in the pediatric age group, AHA Medical, Scientific Statement. *Circulation*, 90, str. 2166-2179, 1994
148. WASSERMAN, K., HANSEN, J.E., SUE, D.Y, WHIPP, B.J.: *Exercise testing and interpretation*, Philadelphia. Lea & Febiger, 1987
149. WEBER, K.T., JANICKI, J.S., MCELROY, P.A., Determination of aerobic capacity and the severity of chronic cardiac and circulatory failure, *Circulation*, 76 (suppl VI), VI 40–VI 45, 1987
150. WIDIMSKÝ, J.: *Hypertenze diagnózy a léčba*, IKEM Praha, 1998
151. WIDIMSKÝ, J., LEFFLEROVÁ, K.: *Zátěžové Ekg testy v kardiologii*, Praha, Triton, 2003

152. WIDIMSKÝ, J. jr, KOLDOVÁ, D.: Měření krevního tlaku u arteriální hypertenze, *Cor at Vasa*, 47, č.4, p. 126, 2005
153. ZATLOUKAL, B., NOVOTNÝ, J., UCHYTIL, B., OŠMEROVÁ, M.: Pressure gradient in children operated on for coarctation of the aorta, *Scr. Medica*, 66, str. 81-89, 1993
154. ZVÁROVÁ, J.: *Základy statistiky pro biomedicínské obory*, UK v Praze, Karolinum, 2002
155. ŽÁČEK, P., KUNEŠ, P., KOBZOVÁ, E., DOMINIK, J.: Thoracic electrical bioimpedance versus thermodilution in patients post open-heart surgery, *Acta medica*, 42, 1, str. 19-23, 1999

Internetové odkazy:

<http://compex.zdravi-cz.eu/bioimpedance.php>, 2010

<http://cs.wikiversity.org/wiki/EKG>)

www.vyzivadeti.cz

www.zdravcentra.cz

10 Přílohy

10.1. Informovaný souhlas

Vážení rodiče a žáci,

Žádám Vás tímto o souhlas na spolupráci na mé disertační – doktorandské práci, která souvisí s vyšetřením na nakloněné rovině pasivní vertikalizací 1x1 minutu a šlapáním na bicyklovém ergometru 2x3 minuty. Během vyšetření bude měřen neinvazivně krevní tlak a srdeční frekvence.

Jde mi o naměřené hodnoty u zdravé populace a proto potřebuji 20 dobrovolníků z řad dívek ve věku 11-13 let, ze 6.tříd.

Měření bude u každé dívky provedeno 5x, doba potřebná pro jedno vyšetření je okolo 3 hodin včetně cesty.

Budu se snažit o vybrání takového času pro žáky, abych tím nijak neohrozila docházku zejména ve stěžejních předmětech.

Místem vyšetření bude Fakultní nemocnice Motol, Klinika tělovýchovného lékařství. Vaše dítě odvedu a přivedu k vaší základní škole, popř. v době po vyučování mohu na písemnou žádost rodičů postit vaši dceru domů již z FN Motol.

Nejde o žádné invazivní metody, které by bolely nebo jinak ublížily, ba naopak, vaše děti budou touto formou bezplatně antropometricky změřeny a vyšetřeny

Souhlasím, datum a podpis rodičů.....

Předem děkuji za pochopení a na spolupráci se těší studentka doktorandského studia na FTVS-UK, Mgr. Regina Pavlů

V Praze dne 27.ledna 1998

10.2. Příloha č.2

Tato strana bude v originále nahrazena:

Žádost o vyjádření etické komise UK FTVS

x

x

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

XXXXXXXX

XXXXXXXXXXXXXXXXXXXX

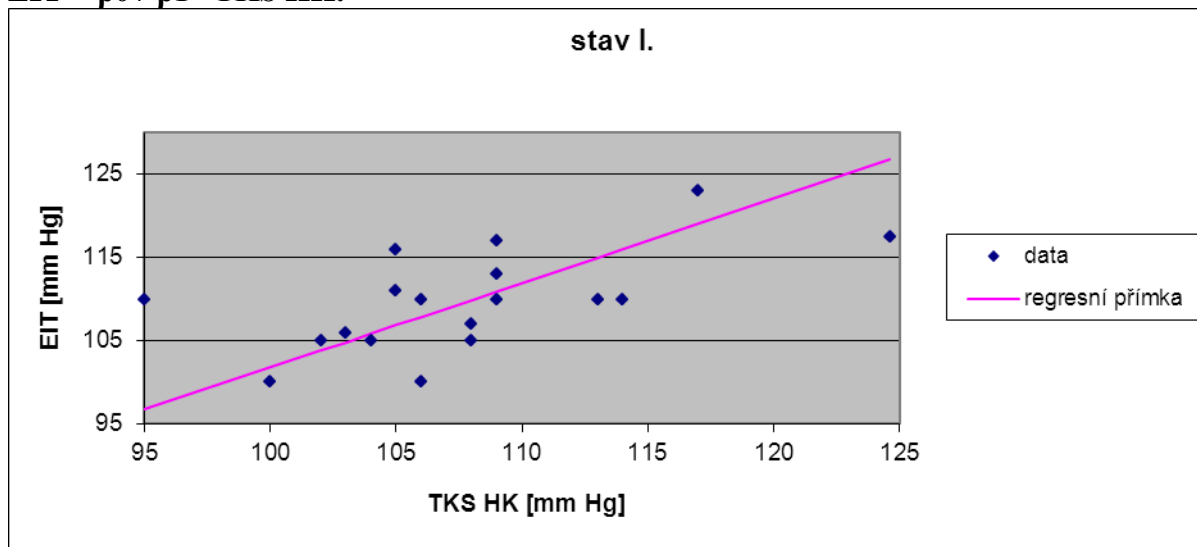
10.3.1. Příloha - grafy regresní analýzy

Grafy regresní analýzy proložené regresní přímkou, viz. kap.4.4.

Grafy naměřených závislostí byly vykresleny a proloženy příslušnými regresními přímkami v daných měřených stavech:

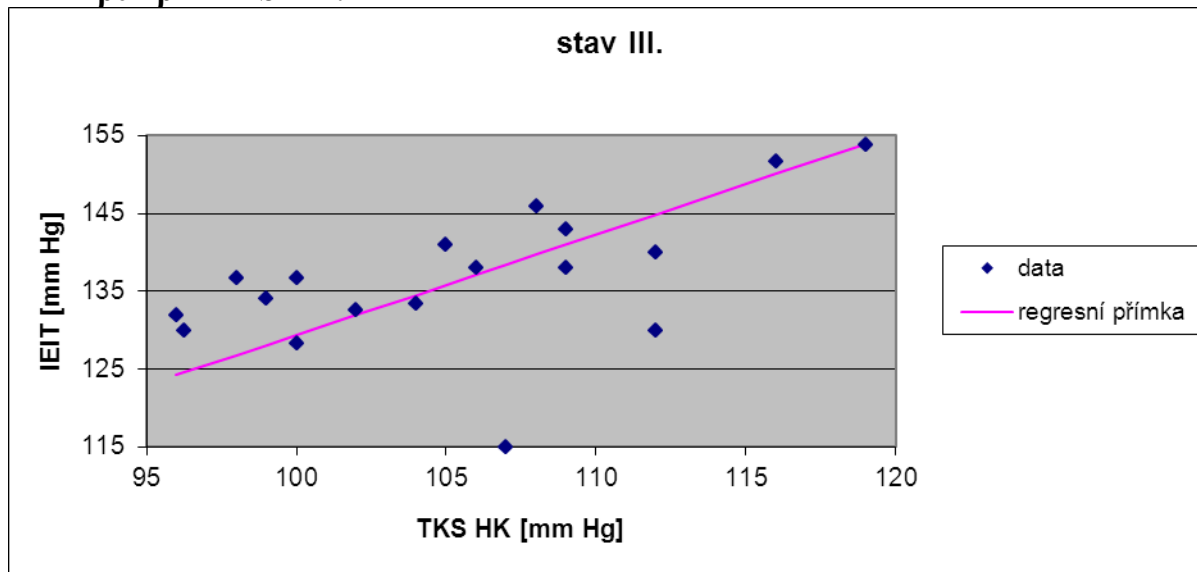
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí elektrické impedanční kardiografie a systolický krevní tlak na arteria brachialis ve stavu I. – poloha klidová.

$$EIT = \beta_0 + \beta_1 \cdot TKS\ HK:$$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria brachialis ve stavu III – klidový sed na bicyklovém ergometru.

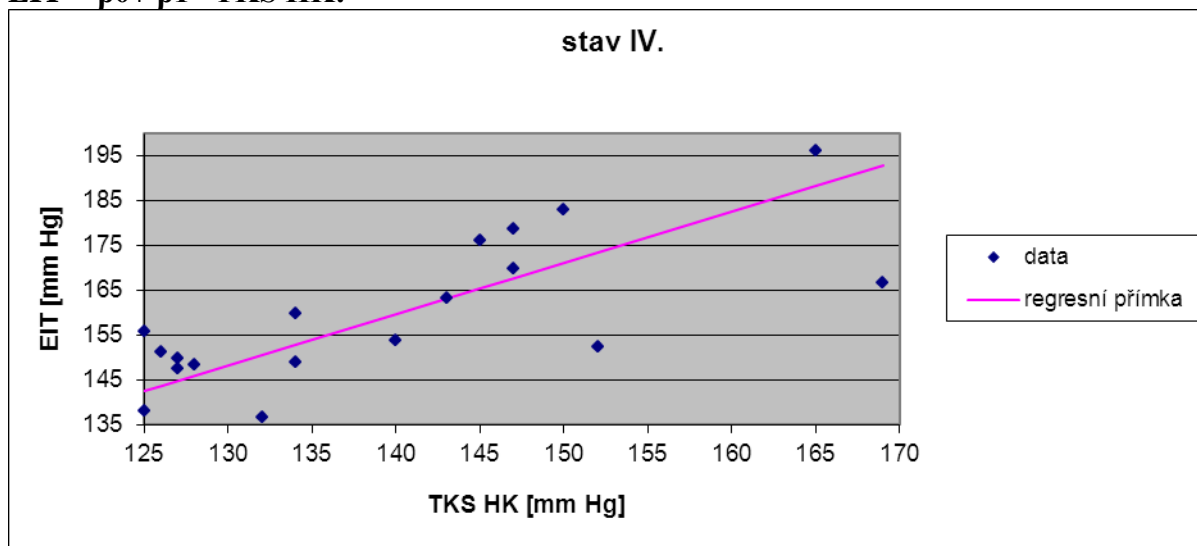
$$EIT = \beta_0 + \beta_1 \cdot TKS\ HK:$$



10.3.2. Příloha - grafy regresní analýzy

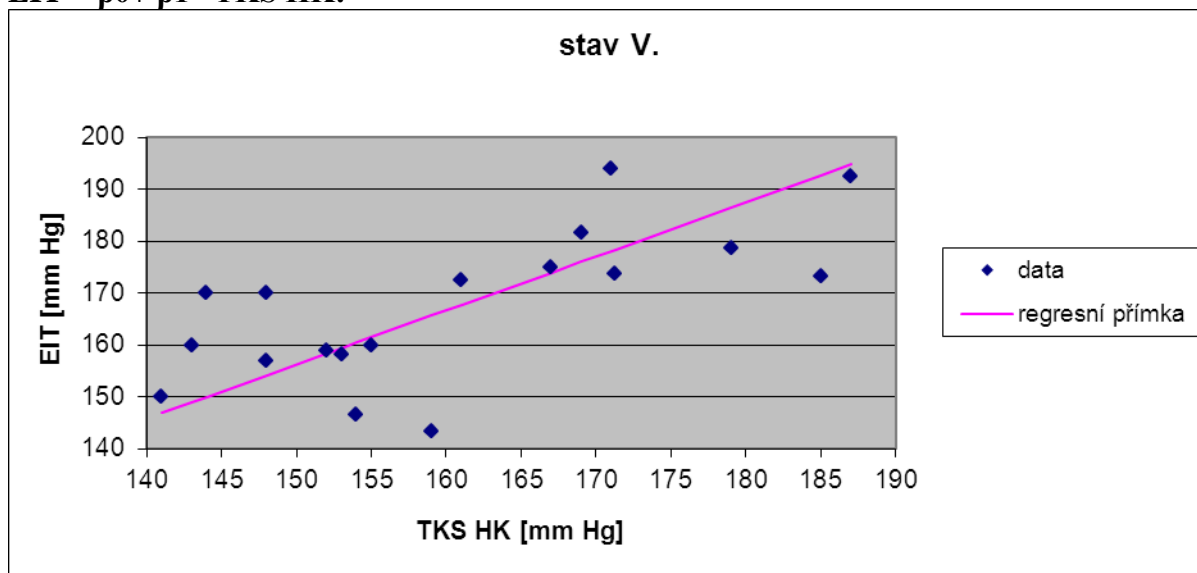
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria brachialis ve stavu IV. – na bicyklovém ergometru se zátěží 1W/kg.

$$\text{EIT} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS HK}$$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria brachialis ve stavu V. – na bicyklové ergometru se zátěží 2W/kg.

$$\text{EIT} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS HK}$$

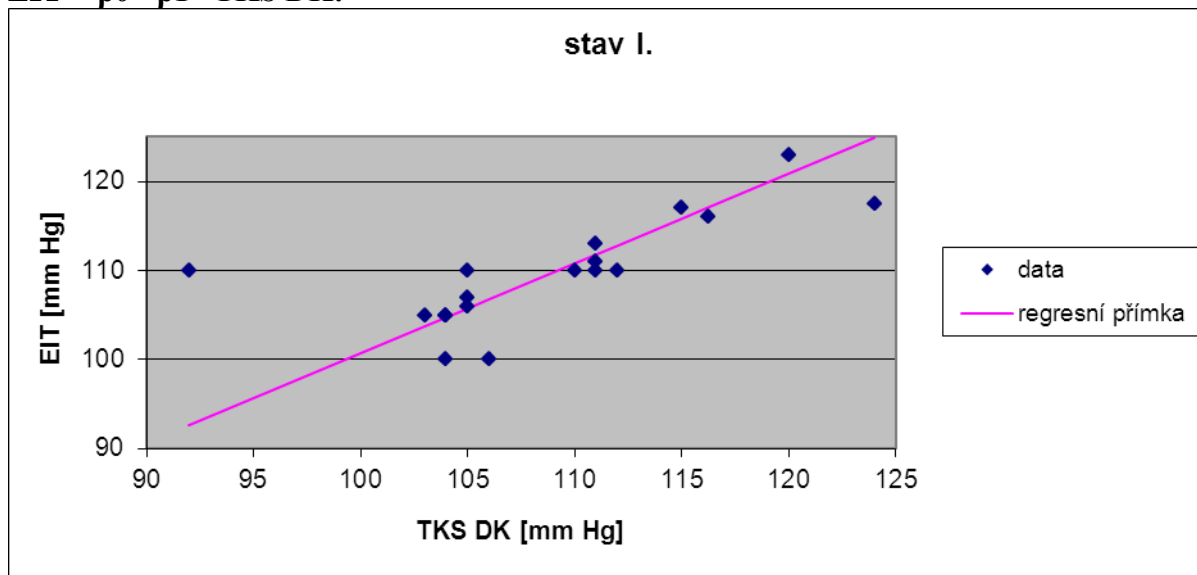


10.3.3. Příloha - grafy regresní analýzy

Grafy regresní analýzy proložené regresní přímkou, viz. kap.4.4.

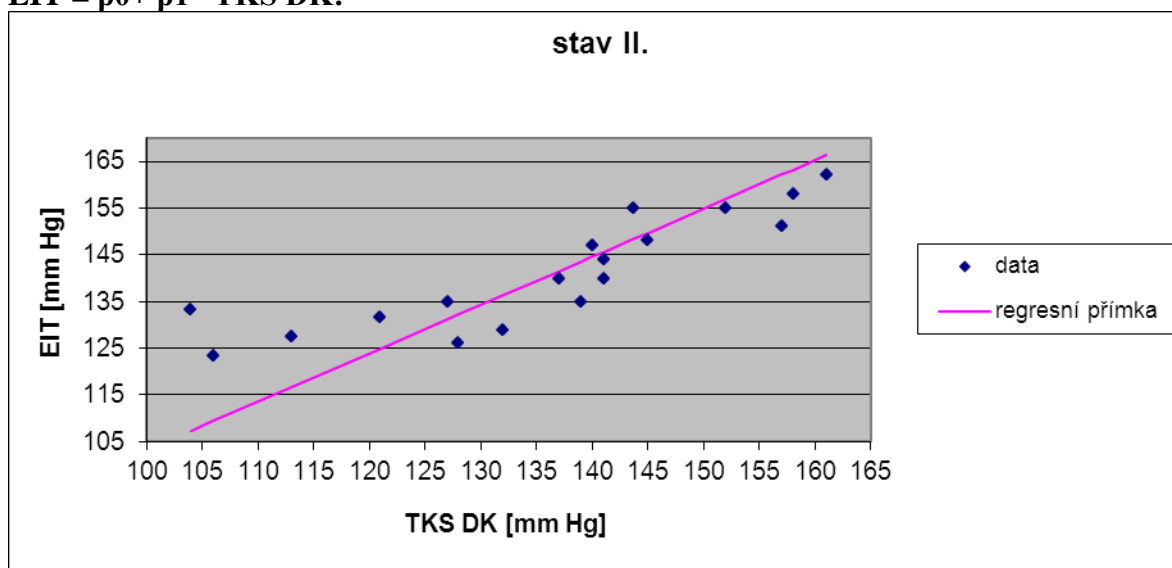
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu I – poloha klidová.

EIT = $\beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu II. – poloha pasivní vertikalizace - stoj.

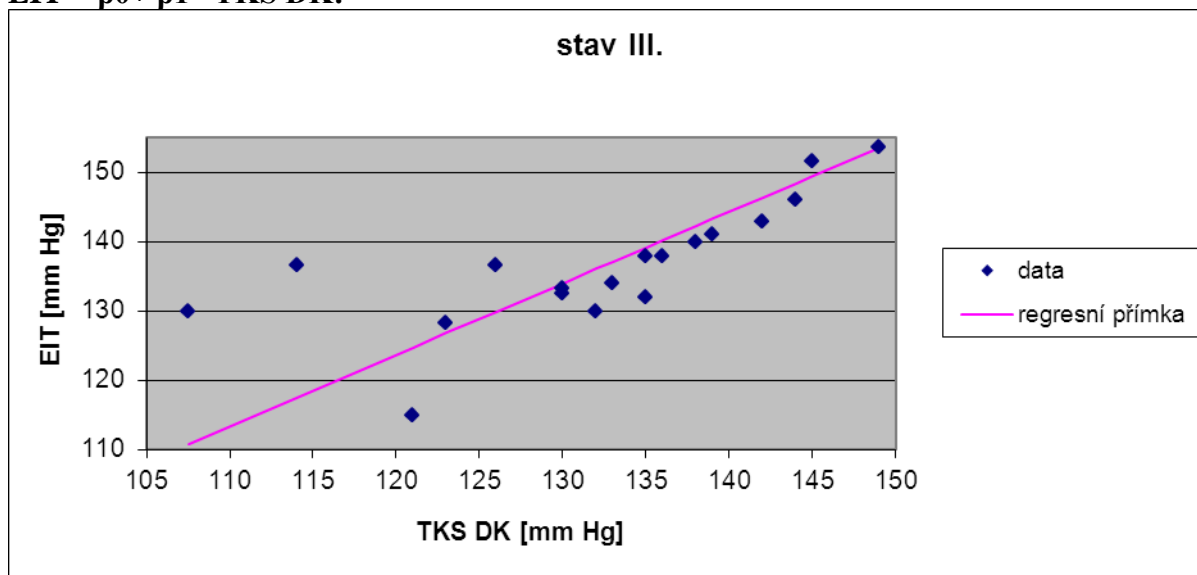
EIT = $\beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$



10.3.4. Příloha - grafy regresní analýzy

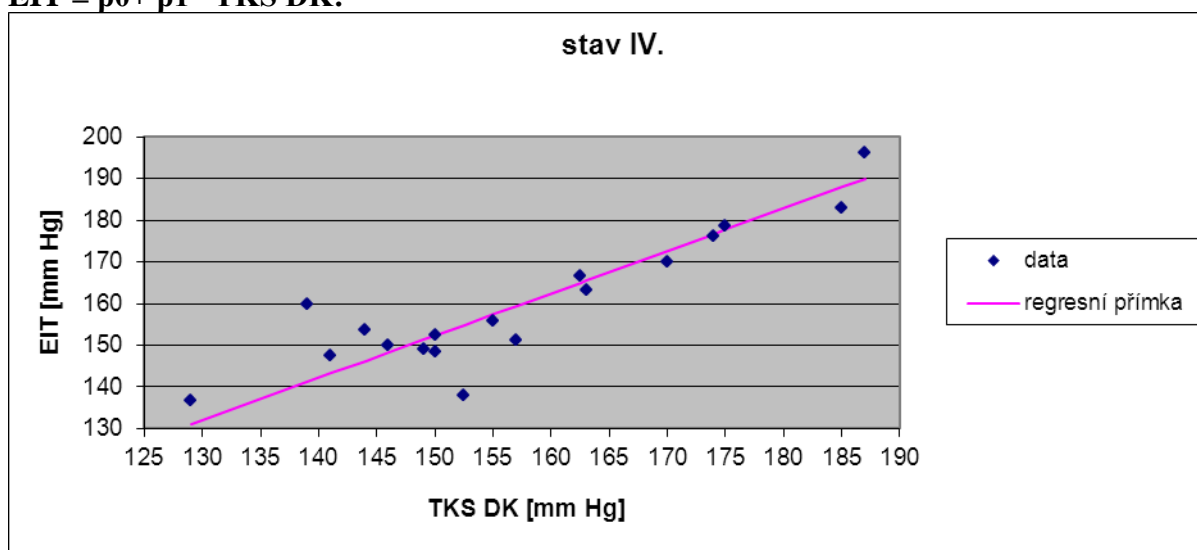
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu III. – klidový sed na bicyklovém ergometru

$$\text{EIT} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí bioimpedance a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu IV. – na bicyklovém ergometru se zátěží 1W/kg.

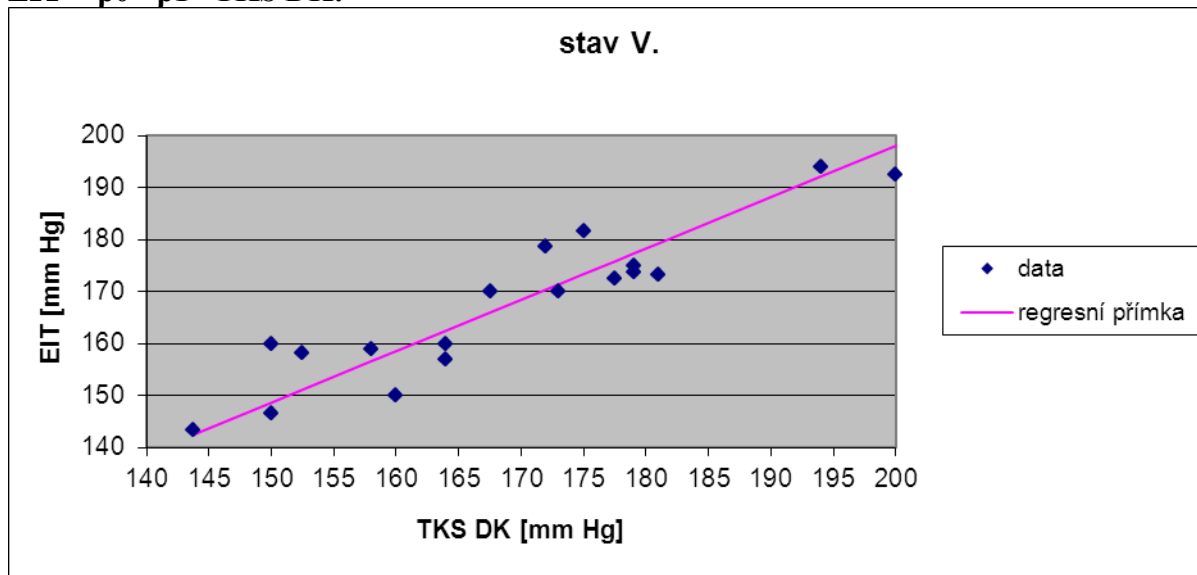
$$\text{EIT} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



10.3.5. Příloha - grafy regresní analýzy

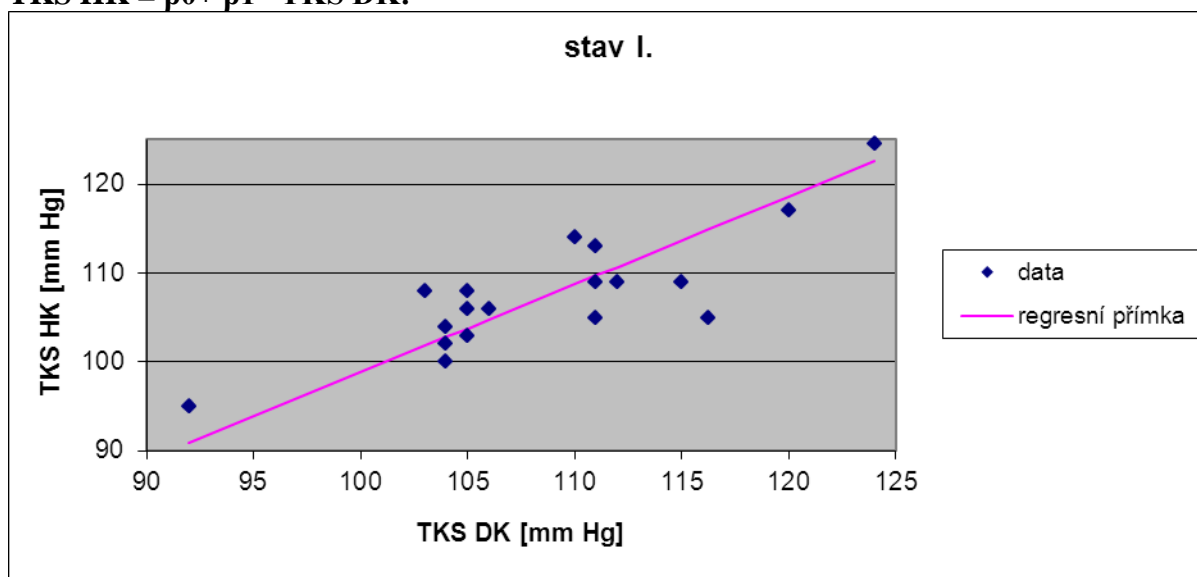
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku pomocí EIT a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu V. – na bicyklovém ergometru se zátěží 2W/kg.

$$\text{EIT} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu I. – poloha klidová.

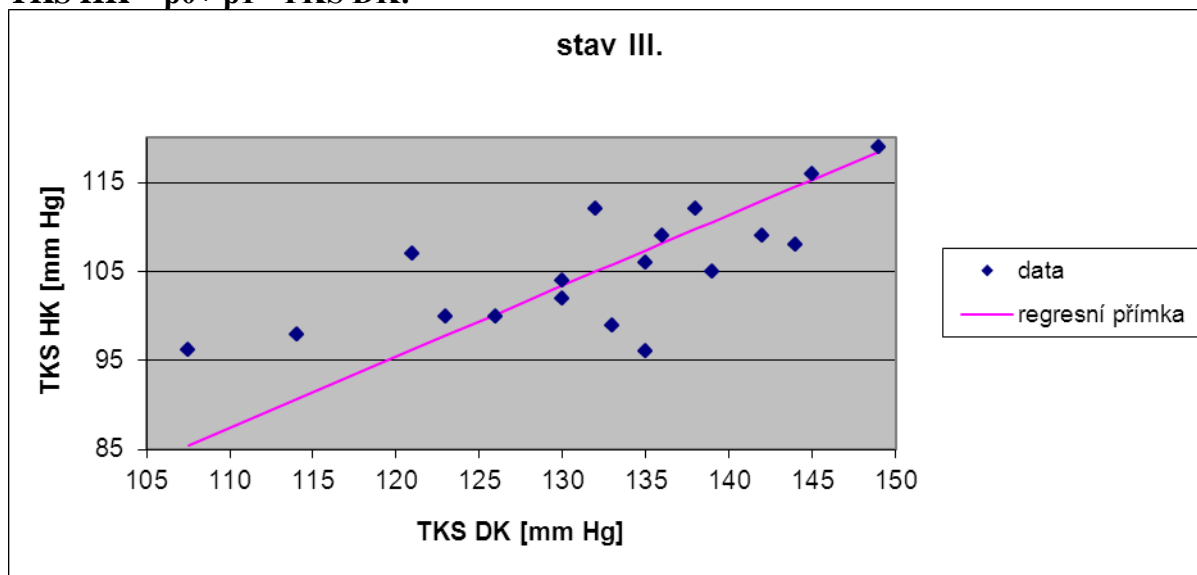
$$\text{TKS HK} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



10.3.6. Příloha - grafy regresní analýzy

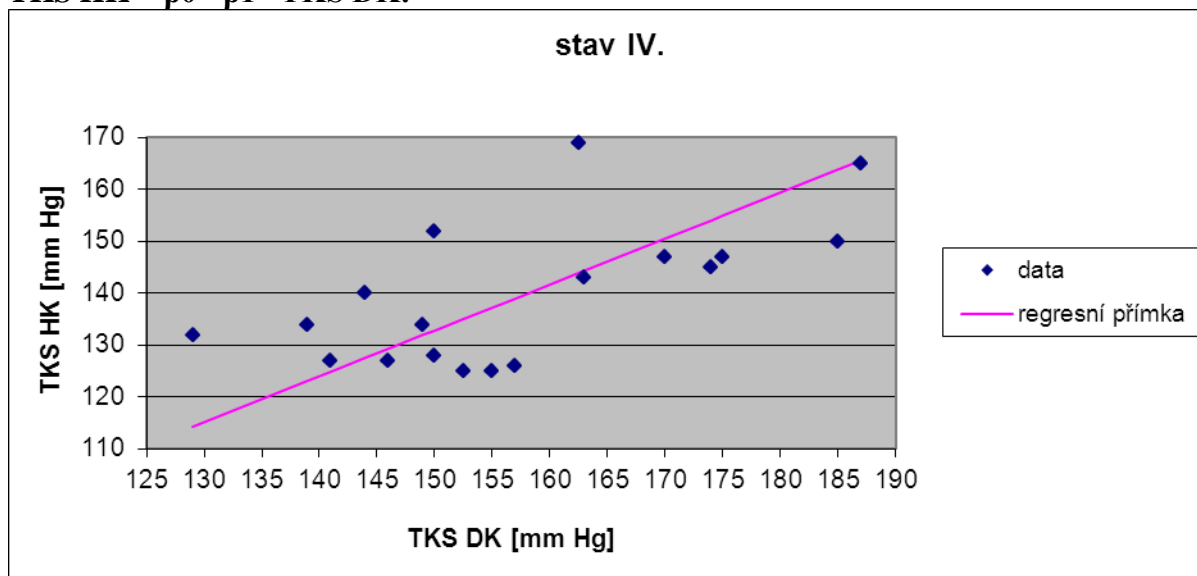
Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu III. – klidový sed na bicyklovém ergometru

$$\text{TKS HK} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu IV. – na bicyklovém ergometru se zátěží 1W/kg.

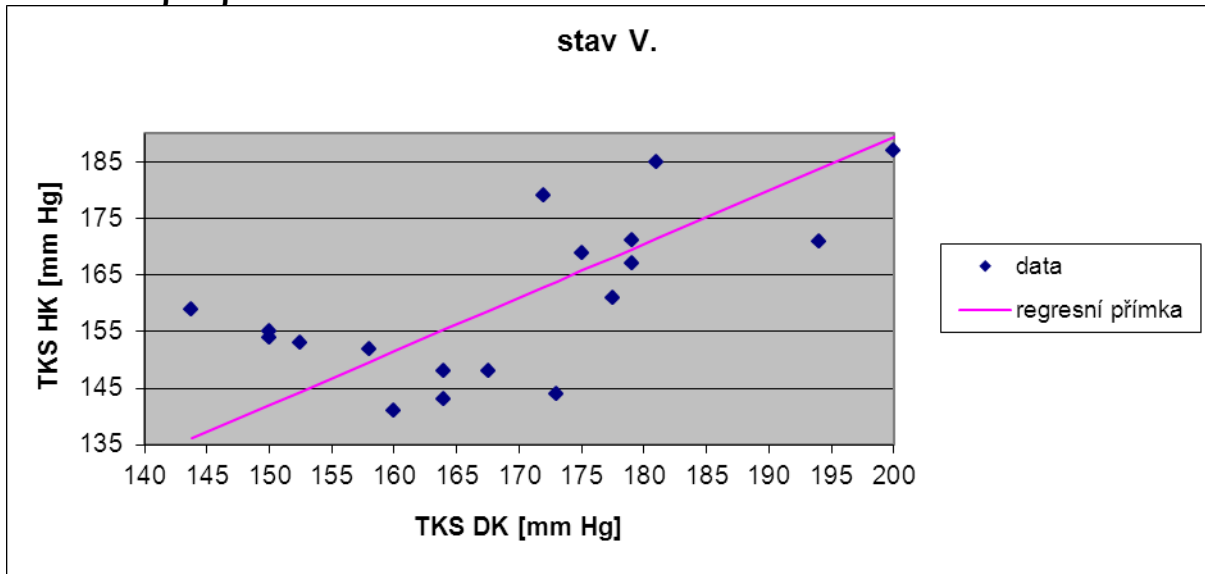
$$\text{TKS HK} = \beta_0 + \beta_1 \cdot \text{TKS DK}$$



10.3.7. Příloha - grafy regresní analýzy

Graf regresní analýzy pro metodu měření systolického krevního tlaku na arteria brachialis a systolický krevní tlak na arteria femoralis ve stavu IV. – na bicyklovém ergometru se zátěží 1W/kg.

TKS HK = $\beta_0 + \beta_1 \cdot$ TKS DK:



10.4.1. Příloha – percentilové grafy BMI

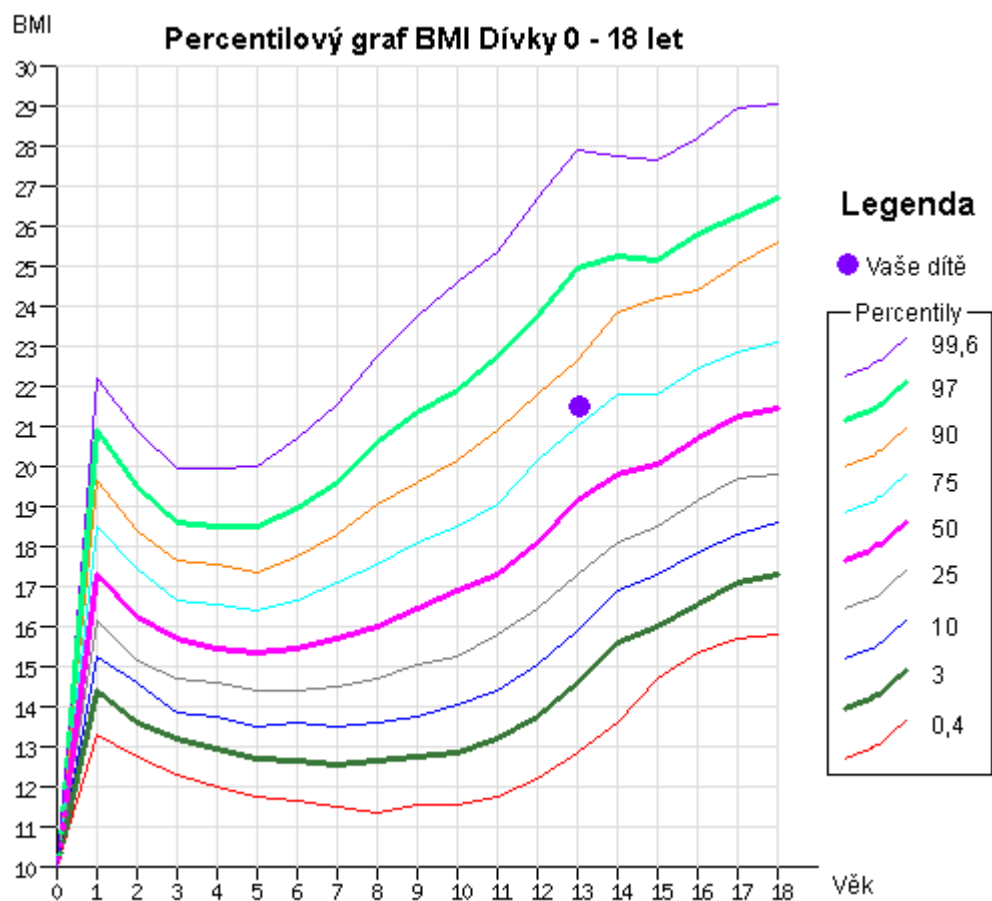
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.1

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **13**
- Váha: **55**
- Výška: **160**
- BMI: **21,48**
- Percentil: **75-90**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.2. Příloha – percentilové grafy BMI

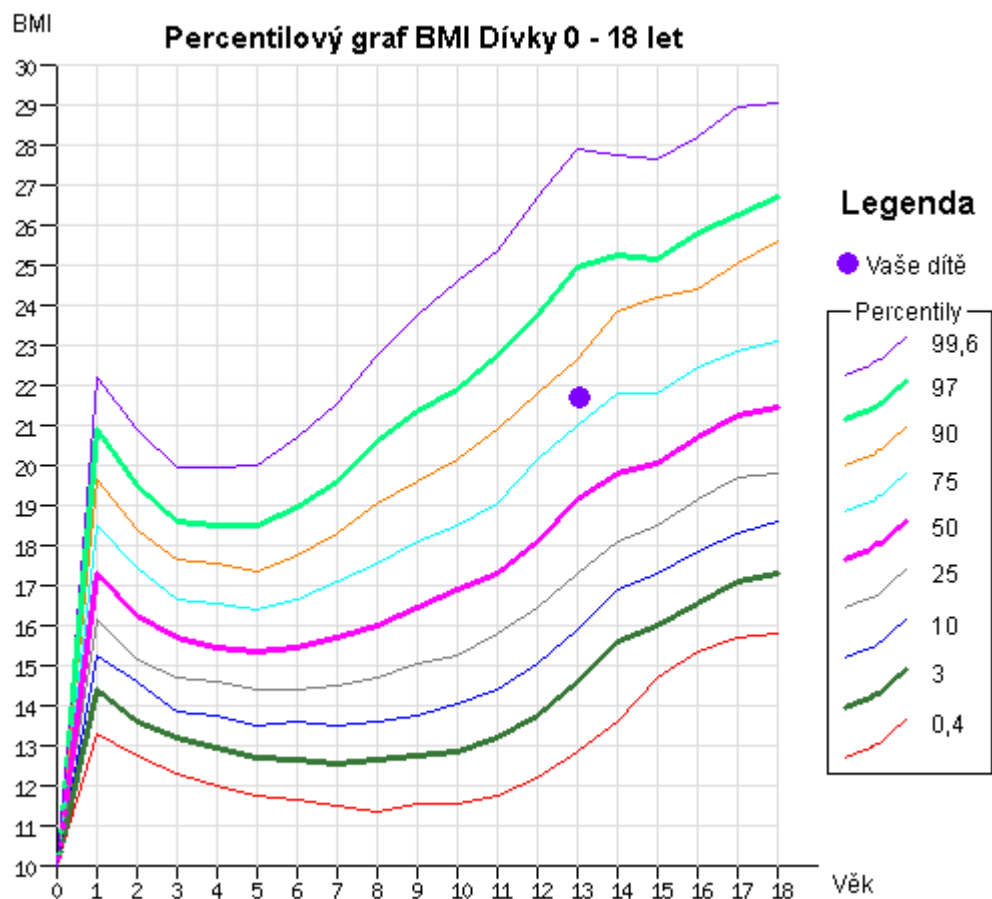
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.2

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **13**
- Váha: **55,5**
- Výška: **160**
- BMI: **21,68**
- Percentil: **75-90**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.3. Příloha – percentilové grafy BMI

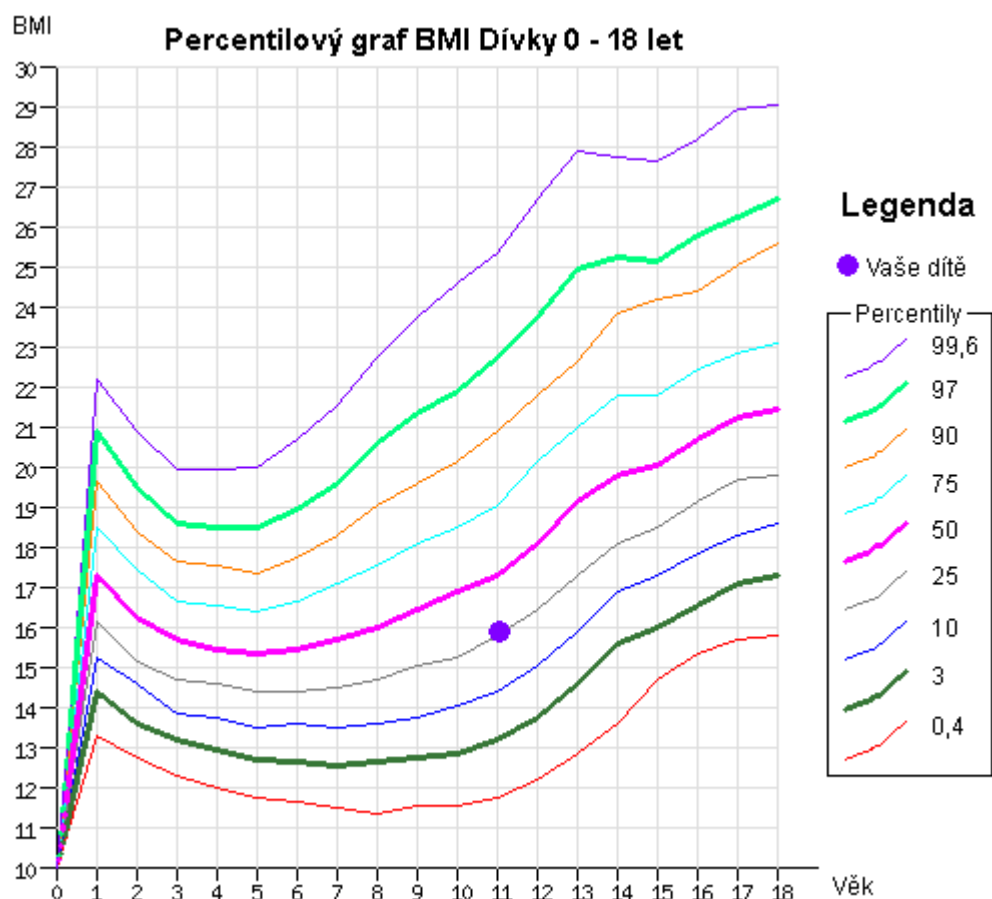
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.3

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **32,5**
- Výška: **143**
- BMI: **15,89**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.4. Příloha – percentilové grafy BMI

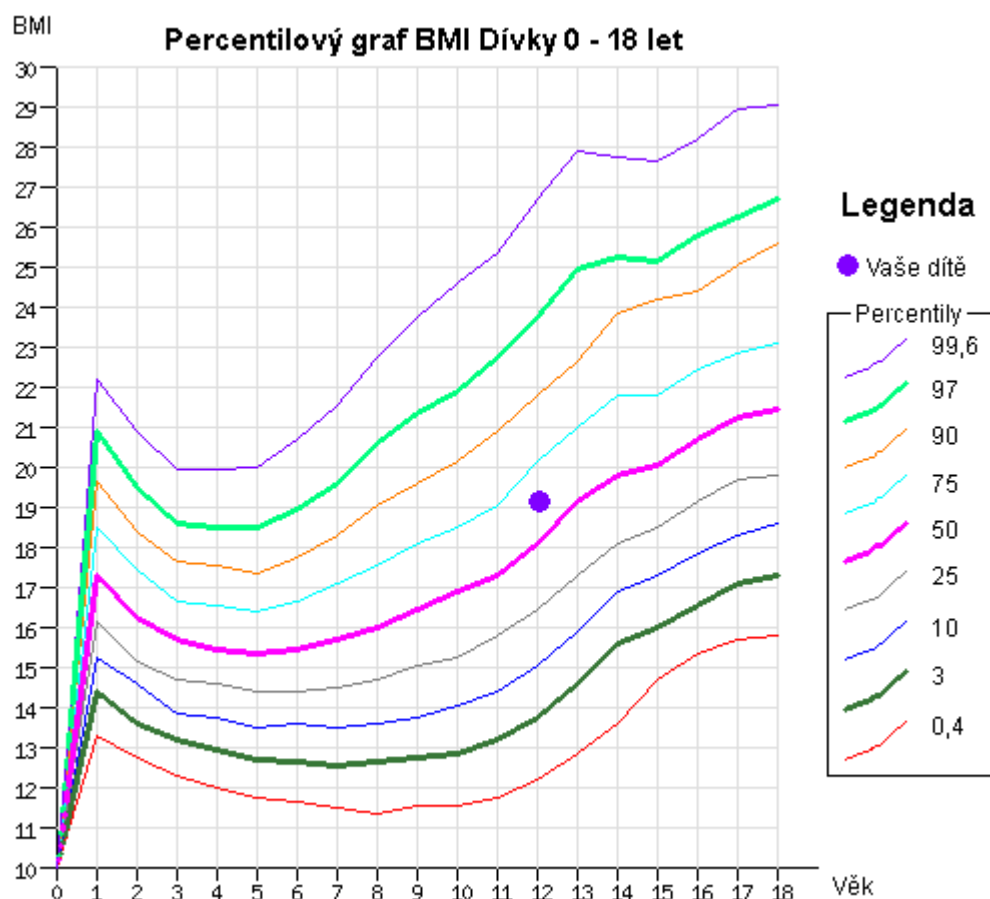
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.4

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **42,5**
- Výška: **149**
- BMI: **19,14**
- Percentil: **50-75**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.5. Příloha – percentilové grafy BMI

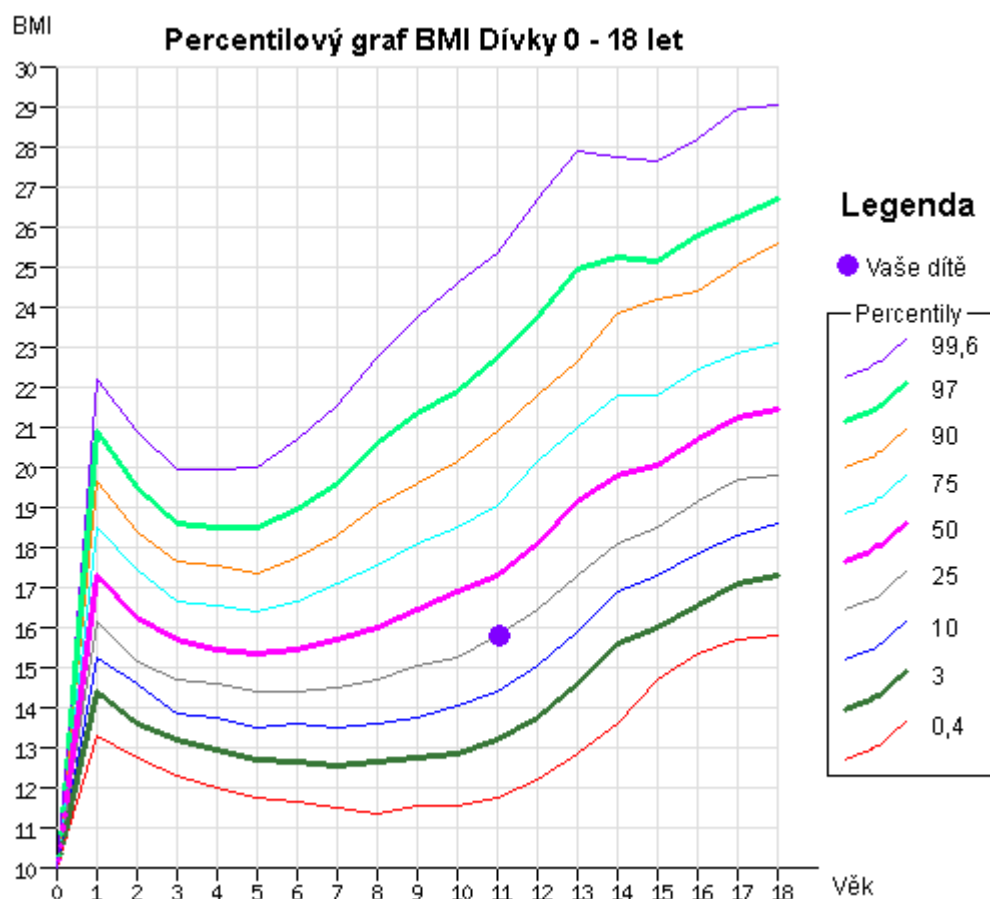
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.5

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **35**
- Výška: **149**
- BMI: **15,77**
- Percentil: **10-25**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.6. Příloha – percentilové grafy BMI

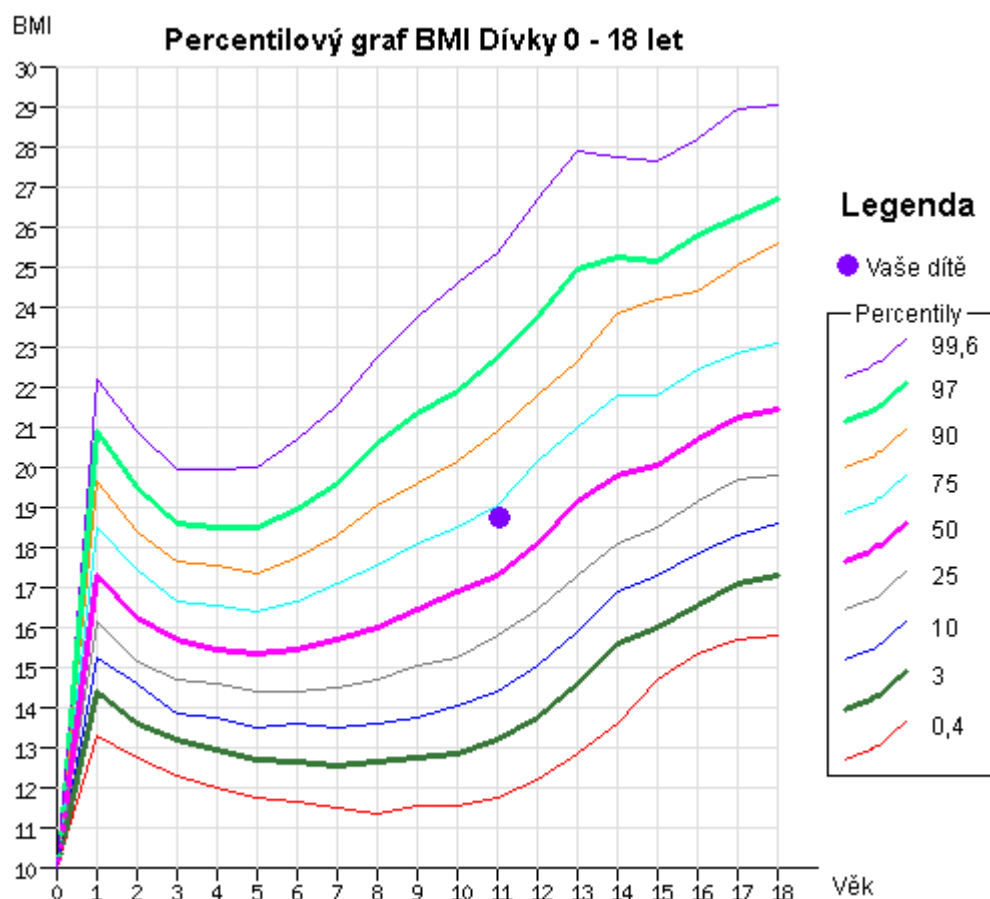
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.6

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **48,5**
- Výška: **161**
- BMI: **18,71**
- Percentil: **50-75**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.7. Příloha – percentilové grafy BMI

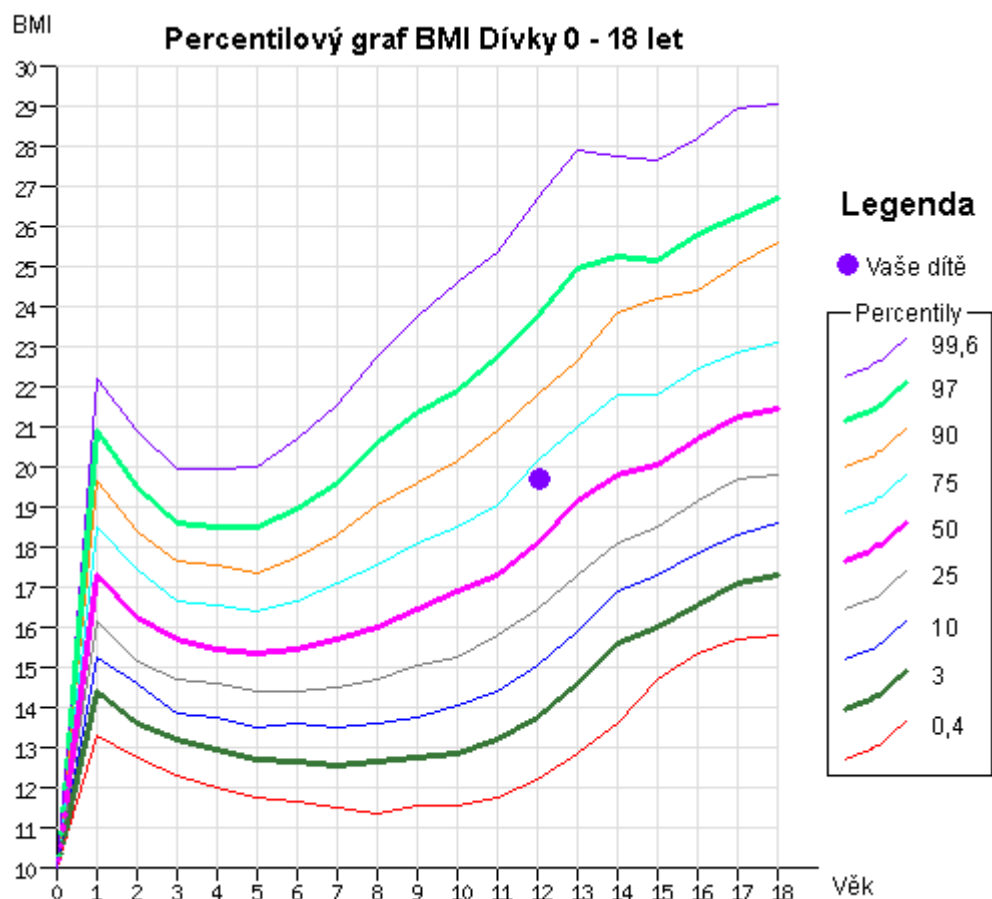
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.7

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **51**
- Výška: **161**
- BMI: **19,68**
- Percentil: **50-75**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.8. Příloha – percentilové grafy BMI

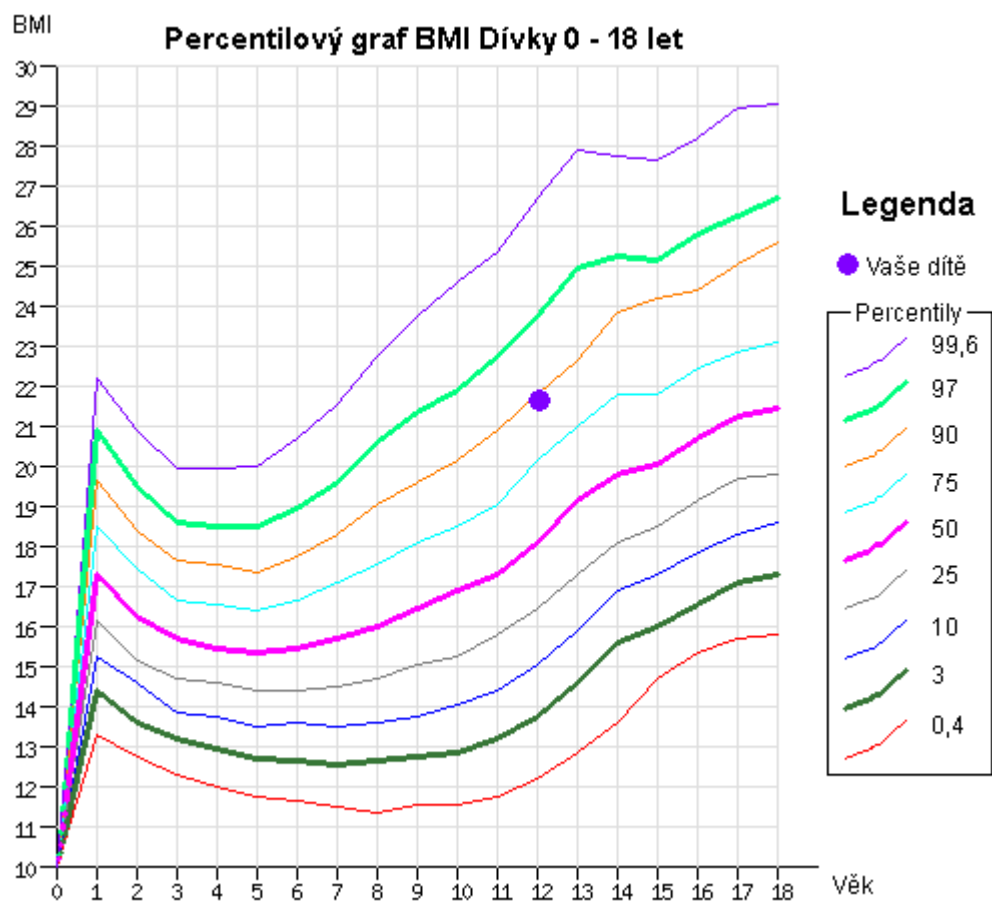
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.8

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **48**
- Výška: **149**
- BMI: **21,62**
- Percentil: **75-90**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.9. Příloha – percentilové grafy BMI

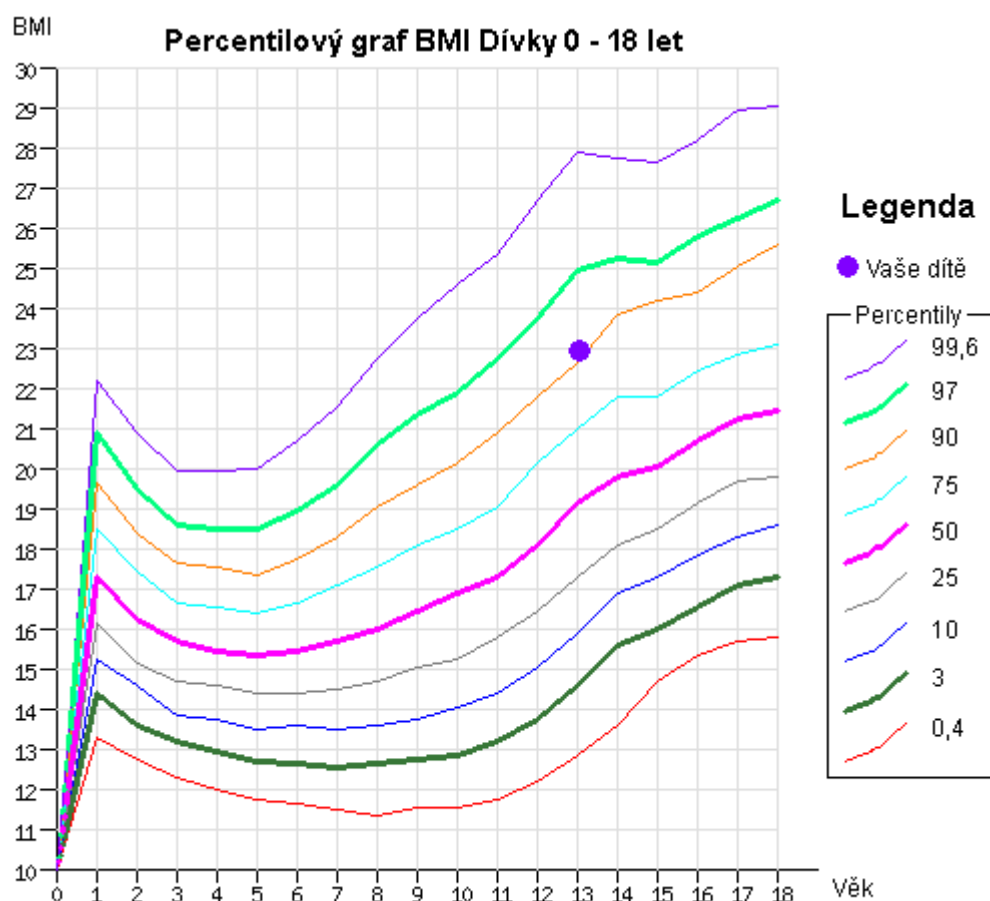
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.9

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **13**
- Váha: **49,5**
- Výška: **147**
- BMI: **22,91**
- Percentil: **90-97**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

Podle BMI (indexu tělesné hmotnosti, poměru hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je zřejmé, že její hmotnost je vyšší, než by měla být vzhledem k jejímu věku a výšce. Lze posoudit její stravovací zvyklosti a doporučit, jak by mohla svou hmotnost upravit.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.10. Příloha – percentilové grafy BMI

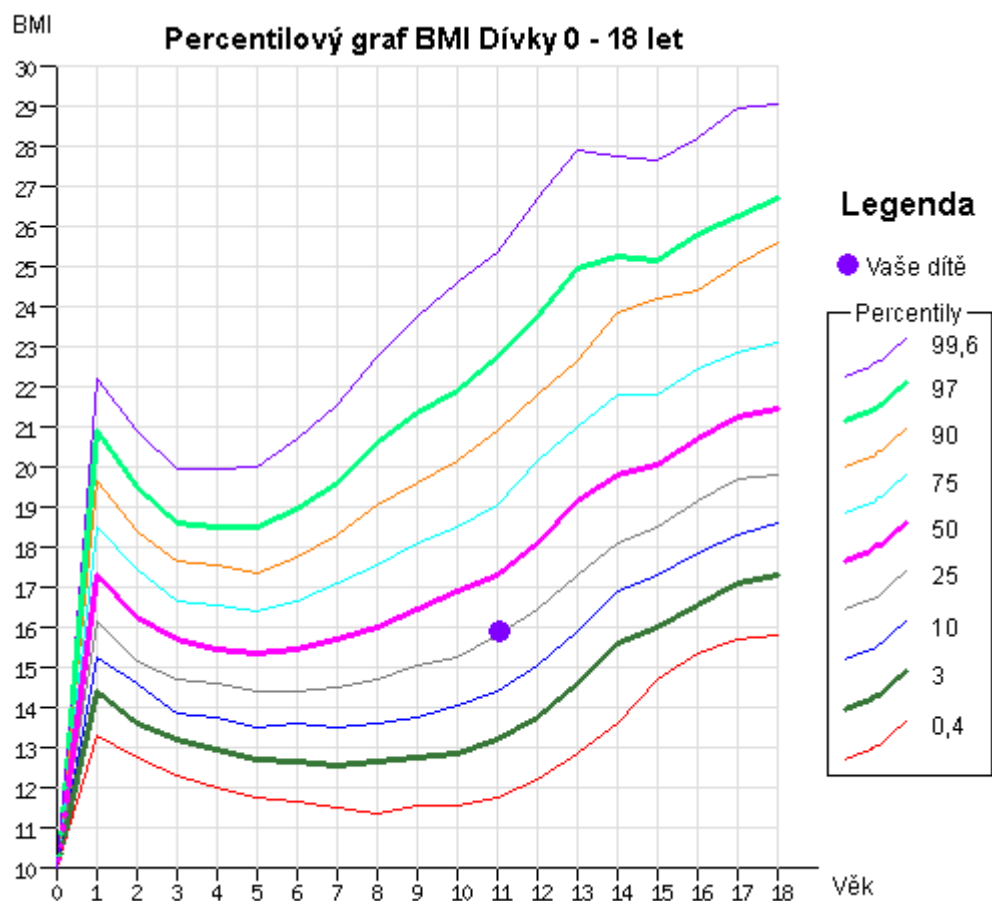
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.10

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **32**
- Výška: **142**
- BMI: **15,87**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.11. Příloha – percentilové grafy BMI

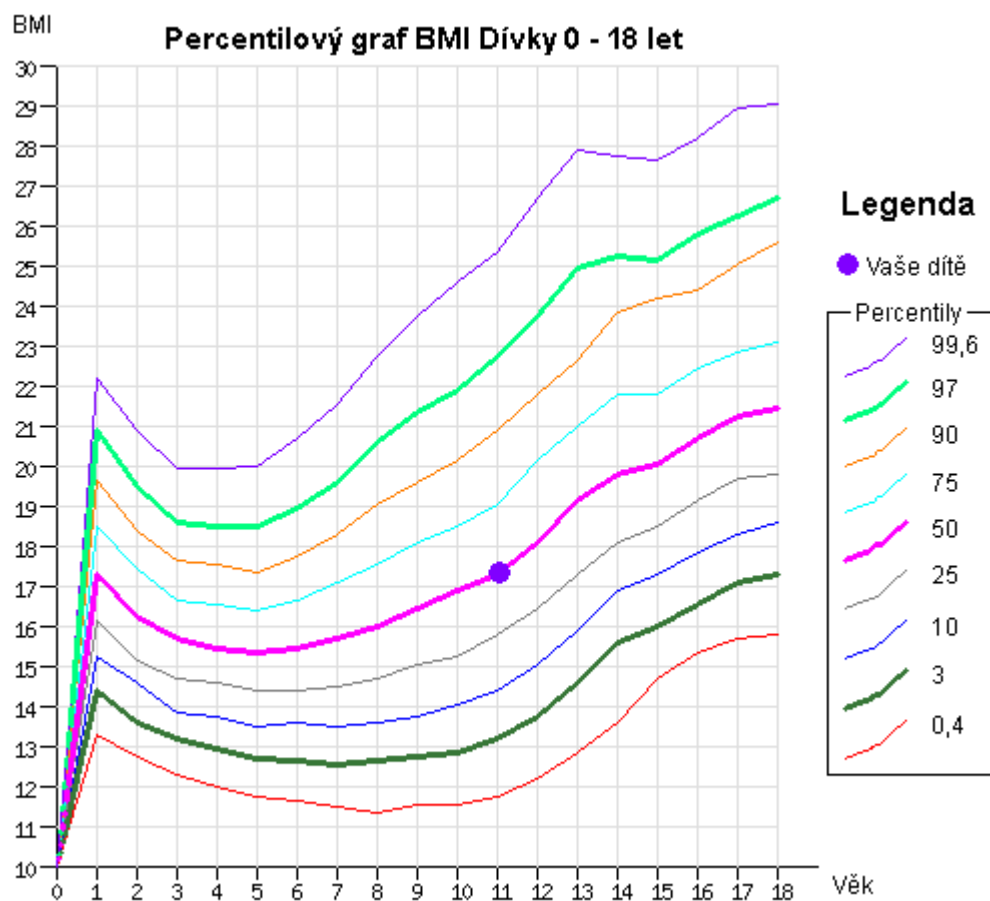
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.11

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **38,5**
- Výška: **149**
- BMI: **17,34**
- Percentil: **50-75**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.12. Příloha – percentilové grafy BMI

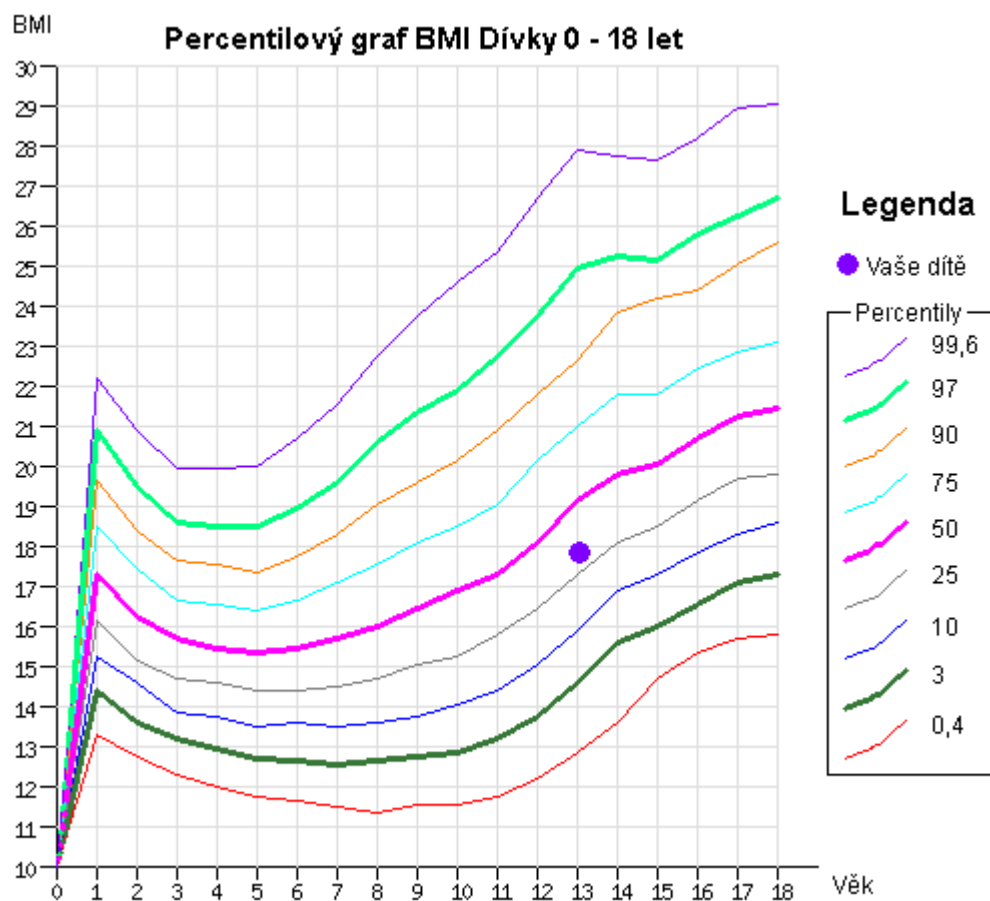
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.12

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **13**
- Váha: **44,5**
- Výška: **158**
- BMI: **17,83**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.13. Příloha – percentilové grafy BMI

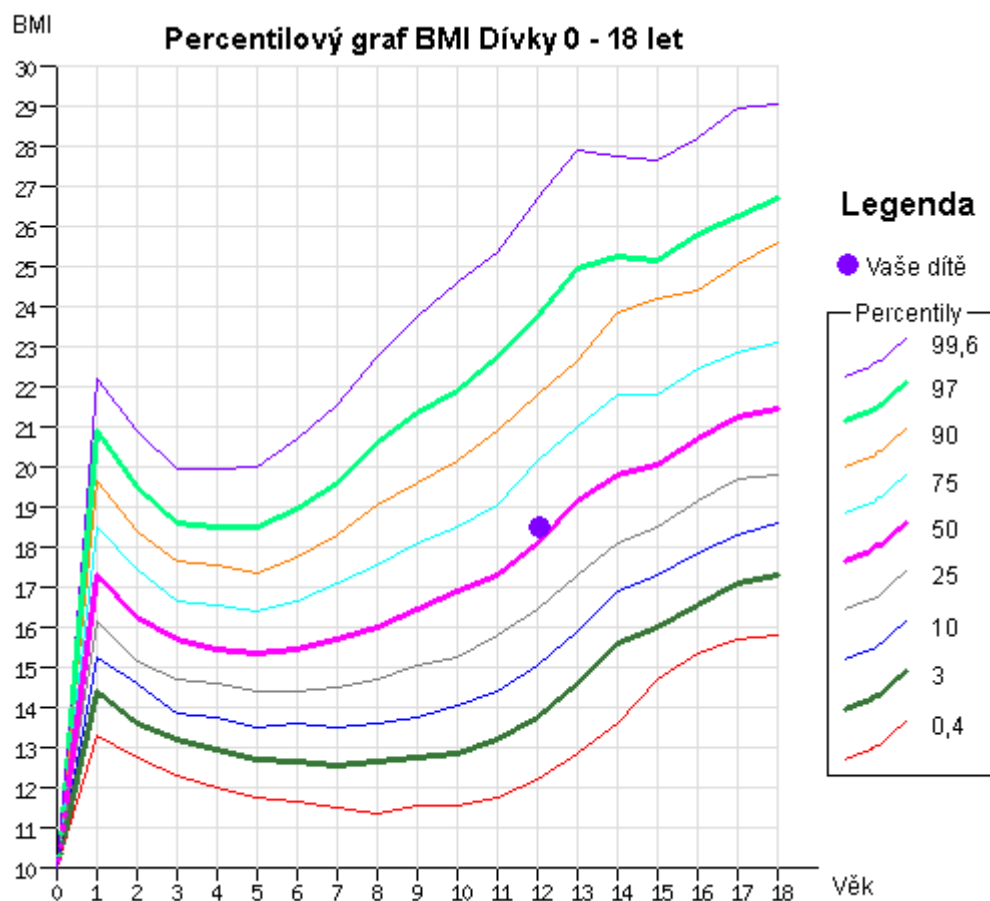
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.13

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **48,5**
- Výška: **162**
- BMI: **18,48**
- Percentil: **50-75**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.14. Příloha – percentilové grafy BMI

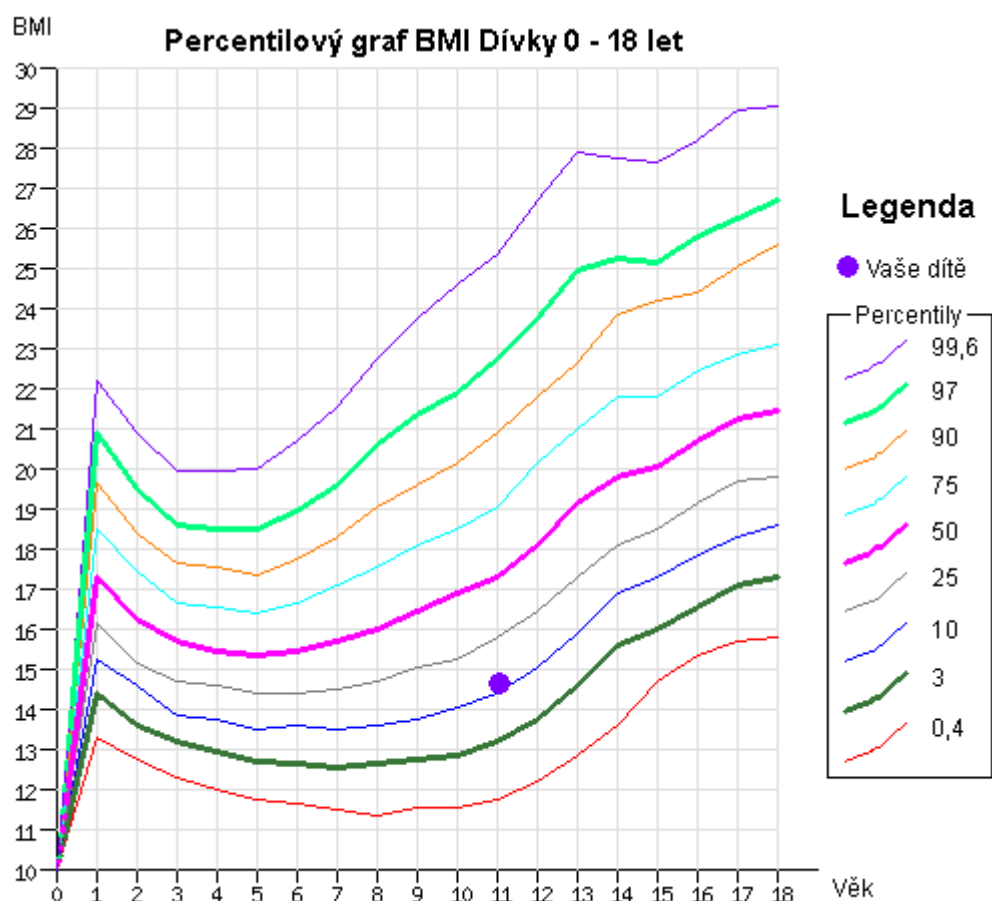
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.14

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **11**
- Váha: **32,5**
- Výška: **149**
- BMI: **14,64**
- Percentil: **10-25**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.15. Příloha – percentilové grafy BMI

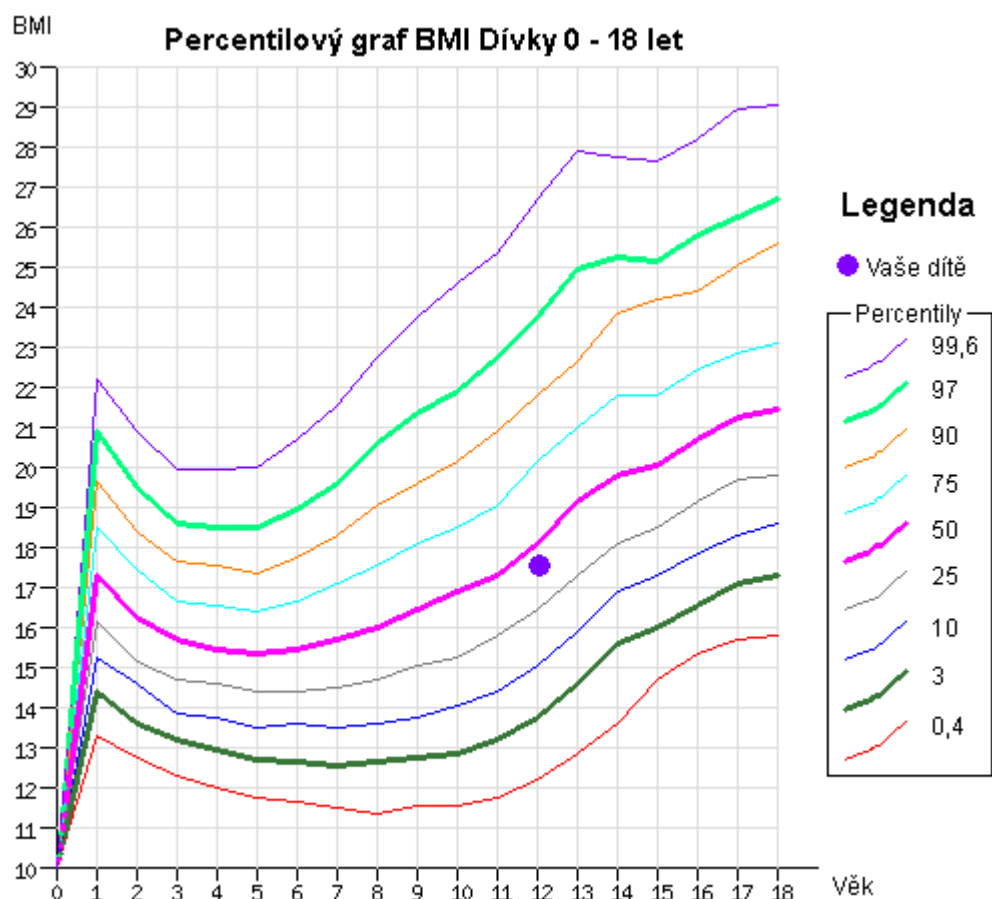
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.15

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **40,5**
- Výška: **152**
- BMI: **17,53**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.16. Příloha – percentilové grafy BMI

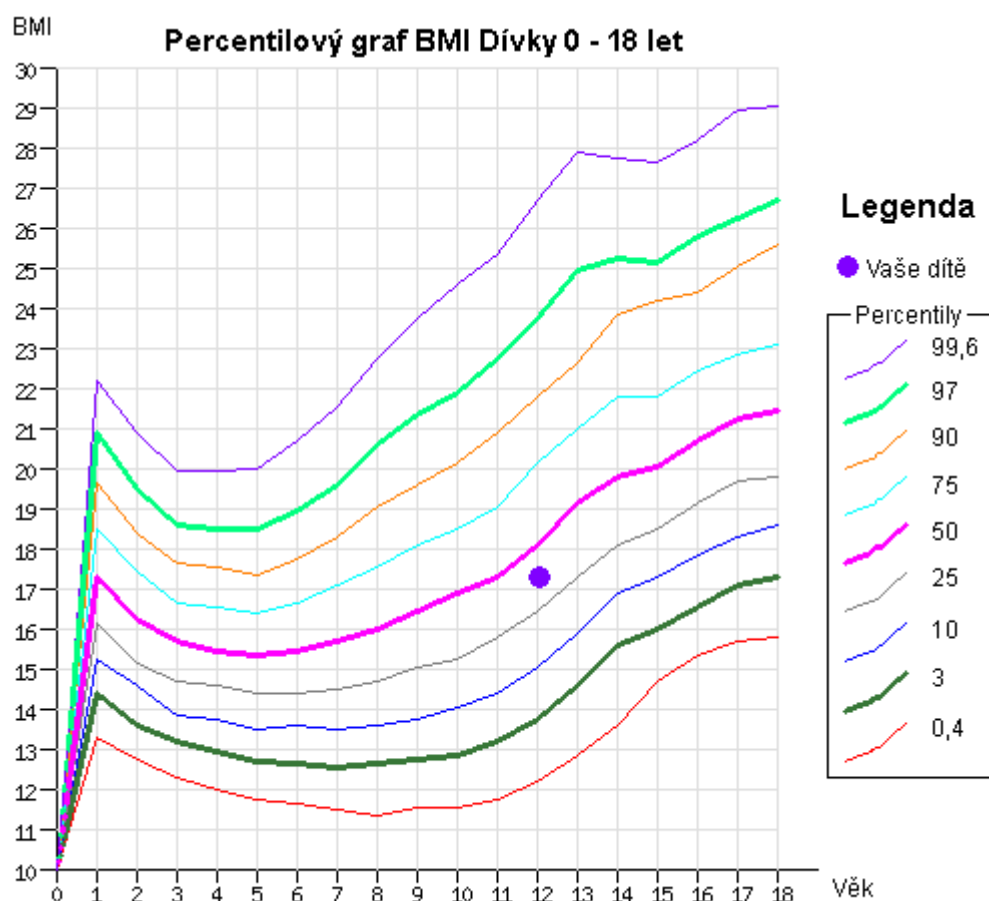
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.16

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **42**
- Výška: **156**
- BMI: **17,26**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.17. Příloha – percentilové grafy BMI

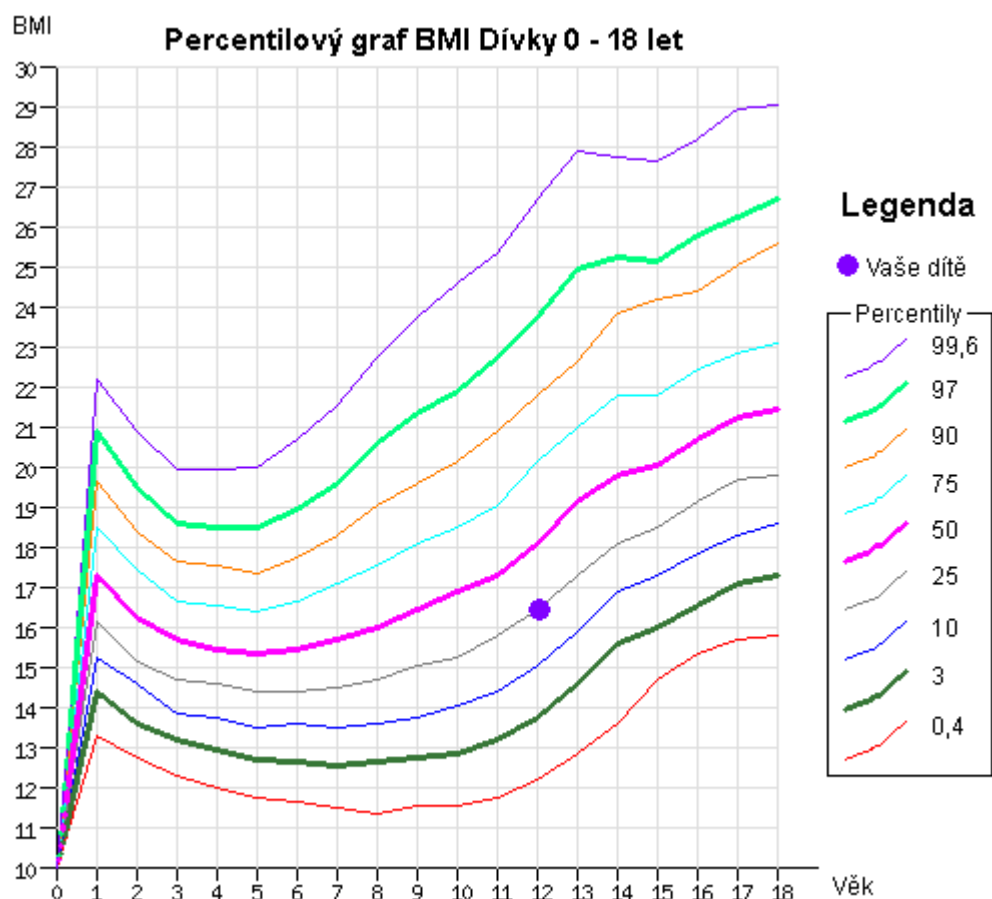
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.17

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **12**
- Váha: **37,5**
- Výška: **151**
- BMI: **16,45**
- Percentil: **25-50**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

BMI (index tělesné hmotnosti, poměr hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je naprosto optimální.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.4.18. Příloha – percentilové grafy BMI

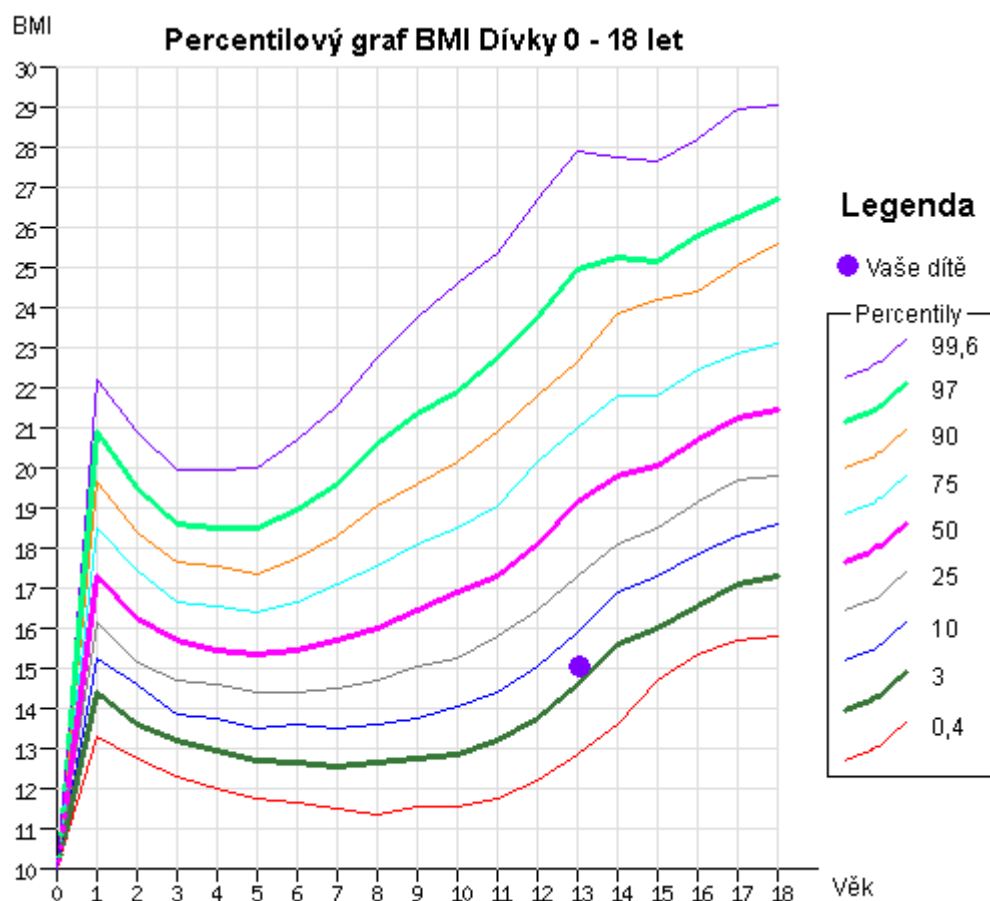
BMI kalkulačka

Zadané a vypočtené údaje: osoba č.18

- Pohlaví: **dívka**
- Věk: **13**
- Váha: **37,5**
- Výška: **158**
- BMI: **15,02**
- Percentil: **3-10**

Zanesená hodnota v grafu je daný percentil měřené osoby.

Podle BMI (indexu tělesné hmotnosti, poměru hmotnosti k výšce v závislosti na věku a pohlaví) vyšetřované osoby je zřejmé, že její hmotnost je nižší, než by měla být vzhledem k jejímu věku a výšce. Lze posoudit její stravovací zvyklosti a doporučit, jak by mohla svou hmotnost upravit.



Převzato (www.vyzivadeti.cz)

10.5.1. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot, SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

1.osoba	měření	I.	II.	III.	IV.	V.
18.3.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		69	111	111	133	167
TK HK	systolický	138	125	130	175	185
	diastolický	75	90	85	60	70
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	140	-	135	-	190
	diastolický	70	-	115	-	140
1.4.						
SF		60	61	60	118	159
TK HK	systolický	115	110	110	145	180
	diastolický	80	85	80	100	80
TK EIT		-	150	170	175	170
TK DK	systolický	135	150	170	170	180
	diastolický	80	90	110	105	110
15.4.						
SF		67	97	62	125	157
TK HK	systolický	120	110	105	170	185
	diastolický	65	75	70	60	70
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	110	110	130	150	180
	diastolický	60	65	65	60	95
20.5.						
SF		62	121	121	122	160
TK HK	systolický	130	120	125	180	190
	diastolický	70	70	70	70	60
TK EIT		130	155	145	180	180
TK DK	systolický	130	155	150	185	185
	diastolický	70	95	90	115	90
3.6.						
SF		62	60	72	115	156
TK HK	systolický	120	110	110	175	185
	diastolický	70	80	80	85	95
TK EIT		105	160	140	145	170
TK DK	systolický	105	160	140	145	170
	diastolický	55	100	90	80	95

10.5.2. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

2.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
18.3.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		94	76	79	111	175
TK HK	systolický	110	115	120	130	150
	diastolický	80	90	80	80	95
TK EIT		120	150	155	155	170
TK DK	systolický	120	155	155	155	165
	diastolický	75	90	110	110	115
7.4.						
SF		70	77	75	138	171
TK HK	systolický	100	100	100	115	135
	diastolický	65	70	70	70	70
TK EIT		100	125	135	145	160
TK DK	systolický	110	135	135	145	160
	diastolický	60	95	90	105	110
22.4.						
SF		76	110	119	142	166
TK HK	systolický	105	100	100	135	145
	diastolický	60	80	70	70	80
TK EIT		110	130	130	140	140
TK DK	systolický	110	120	130	135	135
	diastolický	70	65	70	90	100
6.5.						
SF		79	80	85	126	175
TK HK	systolický	115	115	110	130	160
	diastolický	60	75	70	70	70
TK EIT		110	120	130	165	170
TK DK	systolický	110	125	130	160	170
	diastolický	65	70	80	100	110
3.6.						
SF		79	101	70	139	147
TK HK	systolický	115	120	115	160	170
	diastolický	70	75	85	80	70
TK EIT		110	120	140	140	155
TK DK	systolický	110	125	130	150	160
	diastolický	55	60	65	95	110

10.5.3. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]

3.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
18.3.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		88	80	105	135	160
TK HK	systolický	120	110	110	160	185
	diastolický	60	60	80	70	70
TK EIT		120	170	160	190	205
TK DK	systolický	115	180	160	190	200
	diastolický	60	115	105	125	125
5.11.						
SF		119	84	88	139	160
TK HK	systolický	115	95	110	145	180
	diastolický	50	70	70	50	60
TK EIT		115	155	155	190	200
TK DK	systolický	115	165	160	190	200
	diastolický	50	100	95	120	130
19.11.						
SF		65	62	80	130	150
TK HK	systolický	105	100	100	135	165
	diastolický	60	65	75	60	60
TK EIT		125	150	140	185	180
TK DK	systolický	120	150	135	195	185
	diastolický	60	100	90	110	100
26.11.						
SF		73	88	82	141	163
TK HK	systolický	100	100	110	150	160
	diastolický	60	80	80	80	60
TK EIT		105	140	130	170	180
TK DK	systolický	105	140	120	170	180
	diastolický	50	110	60	-	115
3.12.						
SF		74	89	95	130	158
TK HK	systolický	105	105	115	160	165
	diastolický	50	60	70	60	60
TK EIT		100	140	130	180	205
TK DK	systolický	100	150	135	180	205
	diastolický	50	80	90	100	110

10.5.4. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

4.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
22.10.1998						
SF		84	80	79	114	148
TK HK	systolický	115	100	100	130	140
	diastolický	60	55	55	60	60
TK EIT		110	150	140	160	150
TK DK	systolický	110	150	140	160	165
	diastolický	55	-	90	105	100
19.11.						
SF		74	77	89	110	139
TK HK	systolický	90	90	90	120	140
	diastolický	65	70	60	60	60
TK EIT		115	135	145	190	165
TK DK	systolický	115	135	140	160	165
	diastolický	55	75	90	110	110
3.12.						
SF		93	92	97	110	150
TK HK	systolický	100	90	90	125	150
	diastolický	70	55	60	70	80
TK EIT		105	140	135	160	160
TK DK	systolický	105	140	130	160	170
	diastolický	45	90	90	105	90
21.1.1999						
SF		73	77	75	-	134
TK HK	systolický	100	110	110	120	160
	diastolický	65	70	80	80	70
TK EIT		95	135	130	140	165
TK DK	systolický	95	130	140	165	165
	diastolický	45	90	100	100	105
11.2.						
SF		81	92	71	119	149
TK HK	systolický	110	110	105	130	150
	diastolický	50	60	60	70	70
TK EIT		105	-	120	130	145
TK DK	systolický	100	130	115	130	155
	diastolický	50	60	60	70	90

10.5.5. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

**Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]**

5.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
22.10.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		-	102	88	137	161
TK HK	systolický	120	110	115	160	180
	diastolický	60	80	70	60	70
TK EIT		120	180	160	185	200
TK DK	systolický	120	180	150	185	200
	diastolický	60	130	105	105	130
19.11.						
SF		57	61	64	130	150
TK HK	systolický	120	110	120	170	190
	diastolický	65	60	80	60	80
TK EIT		120	155	150	200	-
TK DK	systolický	115	155	150	200	205
	diastolický	60	100	100	125	135
3.12.						
SF		64	83	102	127	158
TK HK	systolický	105	110	120	170	195
	diastolický	75	80	80	95	95
TK EIT		120	140	150	180	210
TK DK	systolický	100	140	140	180	205
	diastolický	50	90	80	100	135
21.1.						
SF		59	64	74	134	164
TK HK	systolický	120	110	120	160	180
	diastolický	75	70	85	80	80
TK EIT		135	165	155	220	210
TK DK	systolický	135	155	155	220	220
	diastolický	75	90	100	120	125
11.2.						
SF		78	92	105	135	152
TK HK	systolický	120	110	120	165	190
	diastolický	60	85	80	70	80
TK EIT		120	150	-	-	150
TK DK	systolický	130	160	150	150	170
	diastolický	60	110	105	90	120

10.5.6. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

6.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
22.10.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		72	85	85	119	152
TK HK	systolický	90	110	110	155	170
	diastolický	60	70	80	80	80
TK EIT		100	165	145	170	175
TK DK	systolický	100	165	140	170	175
	diastolický	60	100	-	110	100
19.11.						
SF		60	71	98	125	157
TK HK	systolický	110	100	115	150	175
	diastolický	60	70	75	85	80
TK EIT		105	155	150	180	175
TK DK	systolický	100	155	140	180	175
	diastolický	60	110	95	120	115
26.11.						
SF		85	91	75	129	160
TK HK	systolický	100	95	100	155	180
	diastolický	65	60	75	60	100
TK EIT		110	140	140	-	-
TK DK	systolický	110	140	130	160	180
	diastolický	60	100	90	110	100
3.12.						
SF		78	113	97	128	167
TK HK	systolický	110	100	105	130	160
	diastolický	50	75	80	80	90
TK EIT		110	160	140	170	195
TK DK	systolický	110	160	145	180	185
	diastolický	55	90	90	115	120
18.2.						
SF		69	97	97	136	167
TK HK	systolický	100	95	95	145	160
	diastolický	50	60	60	60	70
TK EIT		100	-	130	160	-
TK DK	systolický	100	140	140	160	160
	diastolický	45	95	85	110	110

10.5.7. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

7.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
22.10.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		92	88	94	136	168
TK HK	systolický	110	105	100	125	150
	diastolický	50	70	80	60	60
TK EIT		100	150	140	150	160
TK DK	systolický	110	120	130	145	-
	diastolický	60	60	-	-	-
5.11.						
SF		93	88	89	143	172
TK HK	systolický	110	110	100	130	170
	diastolický	60	70	60	60	70
TK EIT		105	140	140	-	-
TK DK	systolický	105	140	140	170	190
	diastolický	50	80	75	110	120
26.11.						
SF		95	76	80	143	166
TK HK	systolický	115	115	110	150	165
	diastolický	60	80	70	70	70
TK EIT		120	160	140	160	-
TK DK	systolický	110	160	130	160	170
	diastolický	55	110	80	90	90
28.1.						
SF		-	85	78	126	166
TK HK	systolický	125	120	105	145	170
	diastolický	70	80	80	60	80
TK EIT		105	135	125	180	185
TK DK	systolický	105	140	135	160	185
	diastolický	60	-	80	95	110
11.2.						
SF		82	77	92	136	161
TK HK	systolický	105	110	105	140	160
	diastolický	60	75	80	80	80
TK EIT		120	150	145	-	-
TK DK	systolický	120	140	140	180	165
	diastolický	60	90	75	100	100

10.5.8. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

8.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
5.11.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		90	88	111	154	186
TK HK	systolický	110	115	110	140	-
	diastolický	80	90	80	70	-
TK EIT		110	160	120	-	170
TK DK	systolický	120	160	140	160	180
	diastolický	80	100	90	115	120
19.11.						
SF		86	77	112	137	170
TK HK	systolický	95	115	110	130	165
	diastolický	60	60	70	70	60
TK EIT		120	165	150	175	180
TK DK	systolický	110	160	140	185	190
	diastolický	60	110	90	120	140
26.11.						
SF		82	90	91	144	153
TK HK	systolický	110	100	115	165	150
	diastolický	70	65	80	60	70
TK EIT		120	160	140	175	165
TK DK	systolický	115	160	135	160	160
	diastolický	50	90	80	120	100
3.12.						
SF		83	85	101	138	175
TK HK	systolický	110	120	125	160	180
	diastolický	60	80	80	80	60
TK EIT		90	165	150	190	180
TK DK	systolický	95	165	140	195	180
	diastolický	60	100	90	120	120
28.1.						
SF		85	80	85	137	168
TK HK	systolický	100	105	100	140	190
	diastolický	65	70	80	80	80
TK EIT		115	160	140	175	-
TK DK	systolický	115	160	135	175	185
	diastolický	55	100	-	120	-

10.5.9. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

**Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]**

9.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
3.12.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		76	74	74	115	141
TK HK	systolický	100	105	100	125	150
	diastolický	40	70	60	60	50
TK EIT		105	140	130	160	165
TK DK	systolický	105	140	130	160	170
	diastolický	45	90	85	110	95
10.12.						
SF		71	72	65	110	143
TK HK	systolický	110	110	100	125	150
	diastolický	60	50	60	60	60
TK EIT		90	130	125	140	170
TK DK	systolický	85	140	120	160	180
	diastolický	45	80	-	100	95
14.1.						
SF		74	67	59	102	130
TK HK	systolický	115	110	120	130	140
	diastolický	50	70	70	80	70
TK EIT		115	140	140	-	185
TK DK	systolický	115	150	140	150	180
	diastolický	50	100	85	100	110
28.1.						
SF		64	72	-	84	100
TK HK	systolický	110	100	100	120	140
	diastolický	60	70	65	60	80
TK EIT		115	135	135	145	160
TK DK	systolický	110	140	120	155	165
	diastolický	45	95	70	100	100
11.2.						
SF		70	63	70	106	142
TK HK	systolický	105	90	90	130	140
	diastolický	50	40	60	60	80
TK EIT		110	130	-	160	170
TK DK	systolický	110	125	140	160	170
	diastolický	50	-	80	105	85

10.5.10. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

**Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]**

10.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
22.10.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		76	74	73	120	109
TK HK	systolický	120	110	110	160	165
	diastolický	80	75	70	70	40
TK EIT		115	150	140	160	-
TK DK	systolický	110	145	130	160	165
	diastolický	80	90	95	100	90
5.11.						
SF		85	77	92	132	171
TK HK	systolický	110	115	100	140	160
	diastolický	40	70	65	60	60
TK EIT		110	160	-	170	175
TK DK	systolický	110	160	120	170	180
	diastolický	55	105	70	115	120
26.11.						
SF		86	-	76	125	160
TK HK	systolický	100	95	100	130	155
	diastolický	70	70	75	70	80
TK EIT		100	160	130	140	150
TK DK	systolický	100	160	130	140	150
	diastolický	50	115	70	85	95
11.2.						
SF		90	83	104	120	147
TK HK	systolický	105	95	100	140	155
	diastolický	60	60	70	80	80
TK EIT		105	140	140	145	155
TK DK	systolický	105	140	80	90	90
	diastolický	60	-	-	-	-
18.2.						
SF		72	71	75	115	153
TK HK	systolický	85	90	80	130	140
	diastolický	50	65	40	-	70
TK EIT		95	130	-	-	-
TK DK	systolický	95	120	110	160	165
	diastolický	60	80	80	80	80

10.5.11. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

11.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
3.12.1998		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		102	101	111	117	116
TK HK	systolický	100	110	100	120	140
	diastolický	60	80	80	40	60
TK EIT		115	165	140	150	160
TK DK	systolický	115	165	140	150	160
	diastolický	60	85	90	100	90
10.12.						
SF		94	99	91	129	149
TK HK	systolický	115	100	110	125	145
	diastolický	70	70	60	40	40
TK EIT		110	130	140	150	160
TK DK	systolický	115	130	135	150	160
	diastolický	50	90	75	85	95
28.1.						
SF		93	93	102	134	165
TK HK	systolický	120	110	100	130	145
	diastolický	70	80	60	60	60
TK EIT		100	140	120	145	160
TK DK	systolický	100	145	140	145	160
	diastolický	45	-	80	90	80
11.2.						
SF		87	99	104	125	148
TK HK	systolický	115	100	110	135	145
	diastolický	50	55	65	60	60
TK EIT		110	130	-	-	-
TK DK	systolický	105	130	135	160	170
	diastolický	55	70	70	90	80
18.2.						
SF		76	102	102	119	128
TK HK	systolický	115	85	100	130	140
	diastolický	40	40	60	60	50
TK EIT		115	135	-	-	-
TK DK	systolický	120	135	100	145	170
	diastolický	50	90	80	100	95

10.5.12. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]

12.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
15.4.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		84	91	97	130	179
TK HK	systolický	110	125	120	165	190
	diastolický	70	80	80	80	110
TK EIT		110	150	-	-	-
TK DK	systolický	115	145	155	155	170
	diastolický	55	80	110	110	100
22.4.						
SF		81	88	89	127	172
TK HK	systolický	115	125	120	155	195
	diastolický	70	90	90	80	90
TK EIT		120	135	140	140	200
TK DK	systolický	100	110	135	140	170
	diastolický	50	50	70	95	90
6.5.						
SF		61	84	74	125	167
TK HK	systolický	105	105	105	145	185
	diastolický	65	70	70	70	80
TK EIT		105	140	130	150	185
TK DK	systolický	110	130	120	140	180
	diastolický	65	65	-	80	100
10.6.						
SF		76	95	83	130	161
TK HK	systolický	105	110	115	150	170
	diastolický	70	70	70	80	70
TK EIT		90	110	120	150	160
TK DK	systolický	90	110	125	140	160
	diastolický	40	60	70	90	80
1.10.1999						
SF		80	80	-	104	-
TK HK	systolický	105	115	100	145	155
	diastolický	50	60	60	80	80
TK EIT		100	140	130	170	170
TK DK	systolický	100	140	125	175	180
	diastolický	50	75	100	120	115

10.5.13. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]

13.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
31.3.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		83	87	61	60	159
TK HK	systolický	105	110	105	125	135
	diastolický	70	90	80	80	70
TK EIT		115	125	135	130	150
TK DK	systolický	-	140	135	-	-
	diastolický	-	80	85	-	100
7.4.						
SF		76	89	83	129	149
TK HK	systolický	105	100	100	120	135
	diastolický	60	70	70	80	80
TK EIT		115	135	125	140	-
TK DK	systolický	115	135	135	160	175
	diastolický	60	95	100	90	100
22.4.						
SF		83	87	84	130	151
TK HK	systolický	105	105	110	135	140
	diastolický	60	75	75	90	80
TK EIT		120	125	140	140	140
TK DK	systolický	120	125	140	140	140
	diastolický	50	60	60	85	80
6.5.						
SF		66	66	94	109	141
TK HK	systolický	110	105	70	130	145
	diastolický	75	75	-	60	55
TK EIT		115	120	125	150	160
TK DK	systolický	120	120	125	150	165
	diastolický	60	60	70	90	95
3.6.						
SF		77	78	90	116	150
TK HK	systolický	100	95	95	115	150
	diastolický	50	50	50	60	70
TK EIT		100	120	140	160	150
TK DK	systolický	110	120	140	160	160
	diastolický	45	80	85	100	65

10.5.14. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

14.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
31.3.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		89	79	83	108	178
TK HK	systolický	115	110	110	130	160
	diastolický	60	70	80	80	80
TK EIT		-	-	-	-	
TK DK	systolický	95	80	110	155	145
	diastolický	55	50	60	120	100
7.4.						
SF		67	85	80	123	-
TK HK	systolický	110	105	105	120	160
	diastolický	70	80	70	65	70
TK EIT		115	140	125	150	120
TK DK	systolický	110	125	125	150	130
	diastolický	65	80	80	100	90
15.4.						
SF		74	93	80	139	175
TK HK	systolický	95	95	90	120	140
	diastolický	65	75	70	70	70
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	105	80	115	125	135
	diastolický	65	50	65	85	80
13.5.						
SF		72	86	97	121	155
TK HK	systolický	100	100	95	145	150
	diastolický	65	70	60	60	50
TK EIT		110	140	140	150	160
TK DK	systolický	110	120	135	155	180
	diastolický	45	80	80	90	85
20.5.						
SF		57	72	68	115	150
TK HK	systolický	110	100	100	120	160
	diastolický	60	70	50	60	60
TK EIT		105	120	120	150	160
TK DK	systolický	105	115	130	145	160
	diastolický	45	60	85	100	55

10.5.15. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

15.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
18.3.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		169	85	83	137	174
TK HK	systolický	115	120	110	135	165
	diastolický	70	80	70	70	70
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	110	105	130	145	-
	diastolický	60	70	105	115	-
1.4.						
SF		116	-	-	109	160
TK HK	systolický	110	110	120	115	150
	diastolický	70	70	70	80	70
TK EIT		100	130	125	155	140
TK DK	systolický	120	125	130	160	140
	diastolický	60	85	90	100	-
15.4.						
SF		-	101	105	132	161
TK HK	systolický	110	105	100	115	150
	diastolický	60	80	75	70	80
TK EIT		-	-	-	-	135
TK DK	systolický	100	90	100	120	125
	diastolický	50	50	50	80	85
29.4.						
SF		60	59	60	-	168
TK HK	systolický	105	100	105	130	160
	diastolický	65	60	65	85	95
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	100	120	125	140	150
	diastolický	60	75	80	95	100
3.6.						
SF		86	87	100	136	171
TK HK	systolický	90	85	100	140	170
	diastolický	50	65	60	60	70
TK EIT		100	125	105	140	155
TK DK	systolický	100	125	120	140	160
	diastolický	40	75	80	85	85

10.5.16. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min],TK HK, TK DK, EIT DK[mmHg]

16.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
1.4.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		108	-	108	156	183
TK HK	systolický	105	110	100	135	145
	diastolický	75	65	75	70	80
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	115	115	105	115	-
	diastolický	60	60	50	70	-
15.4.						
SF		95	107	107	151	184
TK HK	systolický	100	115	110	130	150
	diastolický	70	70	70	80	50
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	105	100	120	130	140
	diastolický	60	60	70	70	60
29.4.						
SF		89	85	104	114	160
TK HK	systolický	110	100	100	135	150
	diastolický	70	75	60	60	60
TK EIT		100	115	125	-	-
TK DK	systolický	105	120	130	130	175
	diastolický	50	70	90	80	105
13.5.						
SF		81	112	107	131	163
TK HK	systolický	90	95	100	125	145
	diastolický	70	75	75	80	80
TK EIT		90	140	135	160	170
TK DK	systolický	85	135	135	160	175
	diastolický	50	95	95	90	70
20.5.						
SF		72	92	84	-	168
TK HK	systolický	100	90	100	140	150
	diastolický	60	50	60	70	70
TK EIT		110	140	150	160	170
TK DK	systolický	110	135	140	160	180
	diastolický	50	70	90	-	100

10.5.17. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

17.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
18.3.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		73	77	81	-	-
TK HK	systolický	95	100	90	145	150
	diastolický	65	75	65	80	85
TK EIT			-	-	-	-
TK DK	systolický	80	95	90	95	-
	diastolický	55	70	60	40	-
1.4.						
SF		71	98	89	137	175
TK HK	systolický	100	100	100	130	170
	diastolický	75	70	75	80	80
TK EIT		140	140	130	140	150
TK DK	systolický	110	130	120	145	145
	diastolický	60	95	90	105	105
15.4.						
SF		82	90	113	142	175
HK AB	systolický	90	110	105	125	135
	diastolický	60	80	70	70	70
TK EIT		-	-	-	-	-
TK DK	systolický	80	75	90	125	135
	diastolický	50	50	65	80	75
13.5.						
SF		65	90	94	119	158
TK HK	systolický	90	95	90	140	160
	diastolický	50	60	70	90	100
TK EIT		90	135	130	140	165
TK DK	systolický	90	130	130	140	170
	diastolický	40	90	95	100	100
20.5.						
SF		78	80	-	120	160
TK HK	systolický	100	100	-	120	150
	diastolický	60	65	-	70	70
TK EIT		100	95	-	130	160
TK DK	systolický	100	100	-	140	160
	diastolický	60	50	-	100	105

10.5.18. Příloha – tabulka nezpracovaných naměřených hodnot

Tabulka původních, statisticky nezměněných naměřených hodnot,
SF [tepů/min], TK HK, TK DK, EIT DK [mmHg]

18.osoba		I.	II.	III.	IV.	V.
7.4.1999		Leh klid	Ort 66°	BE klid	BE 1W/kg	BE 2W/kg
SF		74	80	77	123	153
TK HK	systolický	105	115	105	170	175
	diastolický	85	90	80	100	105
TK EIT		120	140	155	180	185
TK DK	systolický	120	135	145	180	185
	diastolický	65	-	90	110	120
22.4.						
SF		79	101	78	112	145
TK HK	systolický	95	105	110	150	170
	diastolický	60	70	65	80	60
TK EIT		120	160	160	180	180
TK DK	systolický	120	130	160	180	175
	diastolický	50	65	80	95	-
10.6.						
SF		89	99	113	123	149
TK HK	systolický	120	105	115	150	195
	diastolický	70	75	70	60	50
TK EIT		125	140	140	165	165
TK DK	systolický	125	140	140	170	170
	diastolický	60	90	90	105	115
1.10.						
SF		79	83	84	-	-
TK HK	systolický	110	105	110	140	165
	diastolický	50	65	60	40	40
TK EIT		120	150	160	180	-
TK DK	systolický	120	160	160	180	185
	diastolický	80	100	105	120	115
8.10.						
SF		62	62	78	122	129
TK HK	systolický	110	95	100	115	130
	diastolický	60	60	60	40	60
TK EIT		100	130	115	-	170
TK DK	systolický	90	140	115	160	180
	diastolický	40	100	60	100	110