

JIHOČESKÁ UNIVERZITA V ČESKÝCH BUDĚJOVICÍCH  
ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

Bakalářská práce

**Dopplerovské měření cévních parametrů**

Autor: Markéta Nátherová

Vedoucí práce: doc. RNDr. Miroslav Šíp, DrSc.

2010

## Abstract

Ultrasound investigation is the most common and most readily available current advanced diagnostic method. Ultrasound can be used to track and image moving structures such as cardiac valves or flowing blood – these methods are based on the so-called Doppler phenomenon. Using the Doppler phenomenon, it is possible to determine the velocity and direction of movement of the measured object.

The objective of this work was to track the changes of vascular flow and pulse rate depending on the degree of tolerance of exercise attained by the test persons, the stress (load) and ambient temperature changes. For this purpose, 2 groups were defined where the first group consisted of individuals adapted to the stress, while the members of the second group were untrained.

To measure the vascular parameters we used a Doppler meter, HiDop 300. The LCD display of the instrument, or alternatively the monitor of a connected computer, provide images of the measured spectral Doppler curve as well as its parameters (heart rate HR, resistance index RI, pulsatility index PI, systolic/diastolic ratio, mean frequency).

The work is concerned with the impact of physical load and cold-related stress on the circulatory system in the vessels. The haemodynamics of the vascular system depends on the type and intensity of the load. The formulation of results of the work, however, must account for a number of internal factors (age, sex, health ...) and external factors (ambient temperature, air flow ...) that are themselves associated with various changes in the circulatory system. For example, reduction of peripheral vascular contractility in the elderly, disruption of vascular wall elasticity by depositing fatty substances or increased heart rate due to the stress stimulus.

The main advantage of a Doppler instrument and all ultrasound methods is to be seen in the fact that it is a non-invasive method, and has no adverse effects on the investigated person, such as the effects associated with roentgen radiation, provided, however, that appropriate intensity of ultrasound radiation has been chosen.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci na téma „Dopplerovské měření cévních parametrů“ vypracovala samostatně pouze s použitím pramenů a literatury uvedených v seznamu citované literatury.

Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 Sb. v platném znění souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných Zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách.

V Českých Budějovicích .....

Markéta Nátherová

Chtěla bych tímto poděkovat vedoucímu práce doc. RNDr. Miroslavovi Šípovi, DrSc. za cenné připomínky a rady, jež mi umožnily vytvořit tuto práci. Dále bych také chtěla poděkovat všem zúčastněným za jejich ochotu a trpělivost během měření. Díky všem dobrovolníkům mohla vzniknout celá praktická část bakalářské práce.

## OBSAH :

<b>ÚVOD .....</b>	<b>7</b>
<b>1. SOUČASNÝ STAV .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1 Kardiovaskulární soustava .....</b>	<b>8</b>
<b>1.1.1 Cévy .....</b>	<b>8</b>
1.1.1.1 Stavba tepen a žil .....	8
1.1.1.2 Vlasečnice (Kapiláry) .....	10
1.1.1.3 Biomechanika cévního systému .....	11
1.1.1.4 Onemocnění tepen .....	12
<b>1.1.2 Krev .....</b>	<b>13</b>
1.1.2.1 Proudění krve a jeho fyzikální zákony .....	14
<b>1.1.3 Srdce (cor, cardia) .....</b>	<b>17</b>
1.1.3.1 Biomechanika srdce .....	18
<b>1.2 Reakce organismu na zátěž .....</b>	<b>18</b>
1.2.1 Reakce organismu na dynamickou zátěž .....	19
1.2.2 Reakce organismu na chladovou zátěž .....	21
1.2.3 Adaptace na zátěž .....	22
<b>1.3 Ultrasonografie .....</b>	<b>23</b>
<b>1.3.1 Ultrazvuk .....</b>	<b>23</b>
1.3.1.1 Zdroje ultrazvuku .....	25
<b>1.3.2 Užití ultrazvuku v diagnostických metodách .....</b>	<b>26</b>
1.3.2.1 Typy zobrazení .....	27
<b>1.4 Dopplerův jev .....</b>	<b>28</b>
<b>1.4.1 Rozdělení Dopplerovských metod .....</b>	<b>30</b>
1.4.1.1 Systémy s nedomulovanou nosnou vlnou CW .....	31
1.4.1.2 Systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou PW .....	32
1.4.2 Dopplerovská rychlostní křivka .....	34
1.4.3 HiDop 300 .....	35
<b>2. CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY .....</b>	<b>36</b>

<b>3. METODIKA .....</b>	<b>37</b>
<b>3.1 Metodika měření vlivu fyzické zátěže na trénované a netréované jedince .....</b>	<b>37</b>
<b>3.2 Metodika měření vlivu chladové zátěže na trénované a netréované jedince .....</b>	<b>38</b>
<b>3.3 Zpracování výsledků .....</b>	<b>39</b>
<b>4. VÝSLEDKY .....</b>	<b>41</b>
<b>4.1 Fyzická zátěž .....</b>	<b>41</b>
<b>4.1.1 Porovnání klidových hodnot .....</b>	<b>41</b>
<b>4.1.2 Vliv zátěže .....</b>	<b>45</b>
4.1.2.1 Celková zátěž .....	45
4.1.2.2 Lokální zátěž .....	50
4.1.2.3 Porovnání celkové a lokální zátěže .....	56
<b>4.1.3 Vliv trénovanosti probandů .....</b>	<b>58</b>
<b>4.2 Chladová zátěž .....</b>	<b>58</b>
<b>4.2.1 Porovnání klidových hodnot .....</b>	<b>58</b>
<b>4.2.2 Vliv změny teploty okolí .....</b>	<b>62</b>
<b>4.2.3 Vliv trénovanosti probandů .....</b>	<b>67</b>
<b>5. DISKUSE .....</b>	<b>69</b>
<b>5.1 Fyzická zátěž .....</b>	<b>69</b>
<b>5.2 Chladová zátěž .....</b>	<b>71</b>
<b>6. ZÁVĚR .....</b>	<b>73</b>
<b>7. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....</b>	<b>75</b>
<b>8. KLÍČOVÁ SLOVA .....</b>	<b>78</b>
<b>9. PŘÍLOHY .....</b>	<b>79</b>

## **Seznam zkratek a označení**

SF	srdeční frekvence
Q	minutový srdeční objem
TK	krevní tlak
TK <sub>S</sub>	systolický krevní tlak
RI	odporový index
PI	pulzační index
HR	heart rate
H <sub>0</sub>	nulová hypotéza
H <sub>A</sub>	alternativní hypotéza
odch.	odchylka
t	tep

## Úvod

Dopplerův jev byl poprvé formulován v 19. století rakouským fyzikem, matematikem a astronomem Christianem Andreem Dopplerem. Již v následujícím století došlo v medicíně k explozivnímu užívání tohoto jevu pro získání více informací o pohybujiících se strukturách v organismu člověka.

Principem metody je pohybujiící se přijímač vůči zdroji ultrazvukového vlnění, který svou polohu nemění. Na přijímači dochází ke zpětnému rozptylu akustické vlny, jež je zdrojem – sondou – zaznamenaná a převedená na elektrický signál umožňující vznik obrazu.

Při práci byl pozorován dopplerovským přístrojem HiDop 300 průtok krve cévou (a.radialis). Odrazovými strukturami jsou v krvi proudící erytrocyty, jejichž rychlost a směr lze díky frekvenčnímu posuvu způsobenému pohybem krvinek vypočítat podle vztahu: 
$$v = \frac{\Delta f \cdot c}{2 f_0 \cdot \cos \alpha} .$$

Zkoumal se vliv trénovanosti, zátěže a změny teploty okolí na kardiovaskulární systém probanda. Působením zátěže probíhá v organismu řada oběhových změn ve snaze obnovit vnitřní homeostázu. Pravidelnému vystavování se zátěži přiměřeného druhu a intenzity dochází k několika morfologickým a funkčním změnám v těle jedince, díky kterým reakce na zátěž neprobíhá již jako poplach v celém organismu.

Adaptování jedinci na dynamickou zátěž mají lepší prokrvení srdečního svalu i svalstva kosterního. Dochází u nich k posunutí vegetativní rovnováhy směrem k parasympatiku a celkově se tak zlepšuje jejich zdravotní stav. Fyzická inaktivita je považovaná právě za jeden z hlavních rizikových faktorů vzniku „civilizačních chorob“. Také pravidelné vystavování se chladové zátěži – otužování – blahodárně působí na stav organismu. Kromě lepšího prokrvení na periferii vykazují otužilci i lepší funkčnost imunitního systému.

Pravidelné působení přiměřené zátěže má pozitivní vliv nejen na zdravotní stav jedince, ale také na jeho psychiku.



# 1. Současný stav

## 1.1 Kardiovaskulární soustava

Kardiovaskulární soustava se skládá z cév, v nichž proudí krev, a ze srdce, které ji udržuje v pohybu.

Již ve starověkém Římě si Klaudius Galén všiml, že žíly vedou krev a ne vzduch, jak se mnoho lidí do té doby domnívalo. Galénova nauka o pohybu krve spočívala v přesvědčení, že organismus je schopen opětovně a trvale reprodukovat velké množství krve a hlavním úkolem srdce je vyrábět teplo pro ohřívání těla. Galénovo učení bylo dogmatem až do začátku 17. století, kdy začal srdce zkoumat anglický lékař William Harvey. Ten popsal roku 1628 velký krevní oběh s odpovídajícím a dodnes platným mechanicko-matematickým vysvětlením. Snažil se dokázat, že srdce krev vytlačuje a ne nasává, jak soudil starověk.

Krevní oběh tvořený třemi složkami, jež jsou ve vzájemných dynamických vztazích, představuje z hydrodynamického hlediska uzavřený systém. Mezi tyto složky patří srdce, cévy a krev. Srdce jako ústřední motorický orgán systému je zdrojem mechanické energie, cévy tvoří rozvodný systém a krev je pohyblivá nestlačitelná složka uváděná do pohybu činnostmi srdce.

### 1.1.1 Cévy

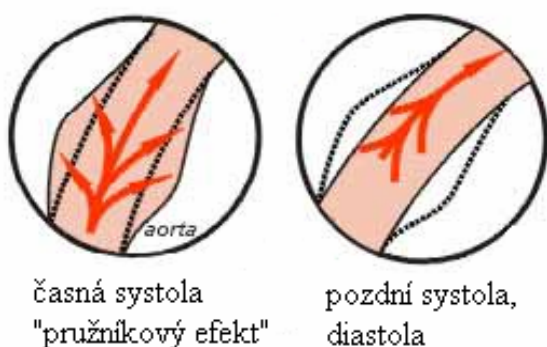
Krevní cévy představují cca 96km dlouhou síť. Tvoří uzavřenou síť trubic vystlanou endotelem, což je tenká vrstva tkáně uvnitř cévy umožňující krvi hladký průtok. Mezi cévy patří tepny, kterými proudí krev ze srdce, žíly, které vedou krev směrem k srdci, a kapiláry tvořící jakési spoje mezi tepnami a žíly. Elasticitou, aktivní kontraktilitou a roztažlivostí se cévy podílejí na udržení pohybu krve.

#### 1.1.1.1 Stavba tepen a žil

Cévy se v jednotlivých úsecích liší stavbou a propustností stěn. Kromě endotelu obsahují tepny a žíly navíc vazivo a hladké svalstvo, což umožňuje měnit pasivně i aktivně svůj objem. Mezi vazivo patří vlákna kolagenu, jež se nachází na povrchu tepen

a žil, a vlákna elastinu, které jsou ve střední vrstvě společně s hladkou svalovinou. Tepny se liší od žil množstvím elastických vláken i svaloviny, která dovoluje tepnám absorbovat obrovské tlakové vlny vznikající při každém srdečním stahu. Když se krev dostane do drobnějších kapilár, už se místo mohutného vzdouvání spíše plíží. Jelikož už žíly nemusí vzdorovat tak velkému tlaku, jsou jejich stěny ochablější a tenčí.

Základní funkcí hladkého svalstva je vytvářet aktivní napětí (tonus) cévní stěny. Podle potřeby se napětí zesiluje či zeslabuje, čímž se mění průsvit cévy. Tím je ovlivňován průtok i periferní odpor (odpor cévní stěny kladený krevnímu toku). Tepny s převahou hladkého svalstva označujeme jako muskulární a patří především do oblastí arteriol. Tepny s převahou elastických vláken nazýváme jako pružníkové. Jejich hlavní funkcí je vytvářet elastické napětí cévní stěny a působit proti síle krevního tlaku bez větší části energie. Pružníkové tepny mají tedy za úkol vyrovnávat pulsační proud krve. V systole se část energie vypuzované krve přemění v potenciální energii rozepnutých elastických vláken a v diastole se tato energie přeměňuje zpět na translační pohyb krve a udržuje tak souvislý krevní tok. Tato schopnost se označuje jako pružníkový efekt. Pružníkové cévy (velké a středně velké artérie) jsou chudé na hladké svalstvo a mohou jen málo aktivně měnit svoji světlost.



Obr. 1.1 Funkce pružníkových cév (13)

## Rozdíly ve stavbě a funkci tepen a žil

<i>Tepny (artérie)</i>	<i>Žíly (vény)</i>
krev směrem od srdce	krev směrem k srdci
vysokotlaký systém	nízkotlaký systém
vyšší rychlost toku krve	menší rychlost toku krve
20 % cirkulující krve	75 % cirkulující krve
ve stěně více svaloviny a elastických vláken	ve stěně méně svaloviny a elastických vláken
0 chlopně	kapsovitě chlopně u dolních končetin
aktivní pohyb krve	pasivní pohyb krve
menší průsvit cévy	větší průsvit cévy

Návratu krve žilním systémem napomáhá činnost srdce, negativní nitrohruční tlak a práce kosterního svalstva (10). Průměrná rychlost krevního toku se u žil směrem k srdci zvětšuje v důsledku snížení celkového objemu. I přesto ve velkých žilách je rychlost krve asi čtvrtinová oproti rychlosti krve v aortě.

### 1.1.1.2 Vlasečnice (kapiláry)

Kapiláry, neboli vlasečnice, jsou tenké cévy, jejichž průsvit odpovídá velikosti erytrocytu (5-20  $\mu\text{m}$ ). Stěna je tvořena jen jednou vrstvou plochých výstelkových buněk, endotelem. Kapiláry se bohatě větví a vytvářejí vlasečnicovou síť. Plocha všech kapilár v organismu činí 1 000m<sup>2</sup> (10). V klidu je většina kapilár ve svalech uzavřena. Při práci dochází k jejich otevření, kvůli dodání látek potřebných pro svalovou činnost. Z funkčního hlediska představují kapiláry nejvýznamnější část krevního oběhu. Ve výkonných orgánech prostupují přes stěny kapilár O<sub>2</sub> a živiny z krve do intersticiální tekutiny a opačným směrem prostupují CO<sub>2</sub> a rozpadové produkty. Výměna látek mezi orgány a krví protékající kapilárami je jednou z podmínek života organismu.

Základními mechanismy prostupu vody a rozpuštěných látek stěnami kapilár jsou filtrace a resorpce, které patří mezi mechanismy difúze. Při difúzi prostupují látky ve směru koncentračního gradientu.

Další významnou funkcí kapilár je schopnost termoregulace. Při velkých teplotách dochází k vasodilataci kožních kapilár a cirkulující krev odvádí přebytečné teplo.

### 1.1.1.3 Biomechanika cévního systému

Vasokonstrikcí a vasodilatací cév je ovlivňován krevní tlak i periferní odpor. Periferní odpor je odpor, který klade céva průtoku krve. Celkový odpor v systémovém oběhu je sumou všech odporů jednotlivých cévních úseků řazených do série. Na celkovém odporu se úsek arteriální podílí 66%, úsek kapilární 27% a úsek venózní 7% (3, s.149). Pro výpočet můžeme použít analogie s odporem elektrickým ( $R = \frac{U}{I}$ ).

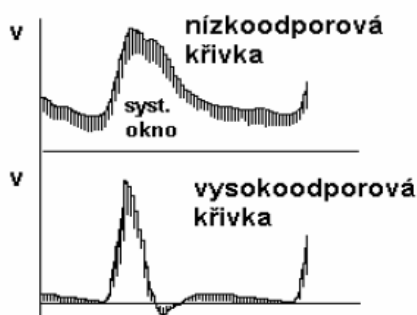
Mechanický odpor  $R$  určitého cévního úseku je dán poměrem tlakového spádu v tomto úseku  $\Delta p$  a průtoku  $Q$ :  $R = \frac{\Delta p}{Q}$

Použitím Poiseuilleova zákona [uvedený v 1.1.2.1] pro průtočný objem  $Q$  je cévní odpor dán vzorcem:  $R = \frac{8\eta\Delta l}{\pi \cdot r^4}$ . Z rovnice vyplývá, že pokud je viskozita krve  $\eta$  stálá, závisí mechanický odpor především na geometrických vlastnostech cév. Díky nepřímé úměrnosti odporu na čtvrté mocnině poloměru cévy nastává největší změna odporu při změně průřezu cévy. Vasodilatace vede ke snížení periferního odporu a zároveň ke zvýšení krevního tlaku, oproti tomu vasokonstrikce periferní odpor zvyšuje a krevní tlak je při ní snížen. Krevní tlak jako tlaková síla proudící krve působí na cévní stěnu.

Jelikož se odpor cév v jednotlivých orgánech značně liší, dostává každý orgán jiný podíl srdečního minutového výdeje. Pro střední tlakový rozdíl mezi aortou a pravou předsíní ( $p = 13,3\text{kPa}$ ) a pro klidový minutový srdeční výdej ( $Q = 5\text{l}\cdot\text{min}^{-1} = 83\cdot 10^{-6}\text{m}^3\text{s}^{-1}$ ) je celkový periferní odpor  $160\text{MPa}\cdot\text{s}\cdot\text{m}^{-3}$  (3, s.149). Při tělesné námaze se zvyšuje tlak v aortě, ale zároveň vzrůstá minutový výdej, takže podle rovnice celkový periferní odpor ve srovnání s klidovými podmínkami klesá.

Velikost periferního odporu lze hodnotit podle tvaru rychlostních křivek toku v dané tepně. Rychlostní křivky se využívají při znázornění průtoku krve pomocí

dopplerovského měření. Podle velikosti periferního odporu se dělí křivky na nízkoodporové a vysokoodporové. Vyskoodporová křivka má na počátku měření rychlý dopředný tok týkající se začátku srdeční systoly (stah), který je následován nízkým obráceným tokem na počátku diastoly (relaxace). Dále se křivka ke konci diastoly blíží k nulové rychlosti toku. Vyskoodporová křivka je typická pro artérie horních a dolních končetin. U nízkoodporové křivky je nástup systolického vrcholu pomalejší. Na rozdíl od vysokoodporového typu nízkoodporová křivka při diastole nikdy neklesá k nulovým hodnotám. Tento typ toku náleží artériím zásobující krvi parenchymatosní orgány (játra, slezinu) nebo mozek.



Obr. 1.2 Rychlostní křivky (I.Hrazdira, Lékařská biofyzika a přístrojová technika, str. 149)

#### 1.1.1.4 Onemocnění tepen

Fyzická inaktivita je považována za jeden z hlavních rizikových faktorů vzniku „civilizačních chorob“. Důsledky hypokineze jsou u každého jedince rozdílné a závisí na celé řadě dalších faktorů (např. věk, pohlaví, typ chování, hypertenze, obezita, kouření, abúzus alkoholu a kofeinu, časté stresy, nepravidelná životospráva....).

Pravidelná a správně prováděná pohybová aktivita pozitivně ovlivňuje organismus zdravého i nemocného jedince. Může vyvolat příznivé morfologické i funkční změny jednotlivých systémů.

Mezi nejčastější onemocnění tepen patří arterioskleróza, která se projevuje ztluštěním a zúžením cévy a ztrátou elasticity (tvrdnutí cévní stěny). Jednou z nejvíce se vyskytujících forem arteriosklerózy je ateroskleróza. Příčinou aterosklerózy je ukládání tukových látek, především cholesterolu, do stěny cév. Tyto změny jsou ovšem ještě

vratné, avšak při dlouhodobě zvýšené hladině cholesterolu v krvi dochází již k nevratné změně cévní stěny. Tvoří se aterosklerotické pláty, které pak zužují průsvit a brání normálnímu průtoku krve. Důsledkem morfologických změn v cévní stěně je vysoký krevní tlak a v poslední fázi onemocnění úplný uzávěr cévy.

K vzácnějším onemocněním tepen, ale i žil, patří například záněty (vaskulitidy), aneurysmata a embolizace (12).

### **1.1.2 Krev**

Krev je tekutý orgán obsahující buněčnou a plazmatickou část. Do buněčné složky patří především erytrocyty, leukocyty a krevní destičky nacházející se v krevní plazmě. Plazmu tvoří z 93 % voda, zbylých 7 % jsou látky v ní rozpuštěné (soli, cukry, bílkoviny, tuky). Krev je tedy suspenzí krevních buněk, roztokem anorganických a organických látek a koloidní disperzí. Z toho důvodu fyzikální zákony platící pro dokonalé kapaliny platí pro krevní oběh jen aproximativně. Pro fyzikální popis krve musíme brát ohled na mechanické síly tření a na elektrické dvojvrstvy na povrchu koloidních částic, na vnitřním povrchu cév a na membránách krvinek. Všechny tyto síly ovlivňují vnitřní odpor krve proti mechanickému proudění. Vnitřní odpor proti toku kapalin je charakterizován veličinou nazývanou viskozita  $\eta$ .

Viskozita, síla tření, vzniká mezi dvěma vrstvami proudící kapaliny a platí pro ni vztah  $F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$ , kde  $S$  je plocha styku,  $\Delta x$  vzdálenost vrstev a  $\Delta v$  rozdíl rychlostí vrstev. Rozdíl rychlostí vrstev tekutiny vztažený na vzdálenost mezi vrstvami  $\frac{\Delta v}{\Delta x}$  se nazývá smyková rychlost. Ta je nejnižší ve středu cévy a nejvyšší při stěně, kde se krev pohybuje nejpomaleji. Smyková rychlost se měří dopplerovskou ultrasonografií nebo magnetickou rezonancí. Rychlost pohybu molekul proudící kapaliny závisí na teplotě, čímž je ovlivněna i velikost viskozity. Při 37°C je hodnota viskozity krve 3,0–3,6 mPa.s a krevní plazmy 1,8–2,0 mPa.s (8, s.45). Tyto hodnoty platí pouze pro relativně rychlé proudění a fyziologické složení krve.

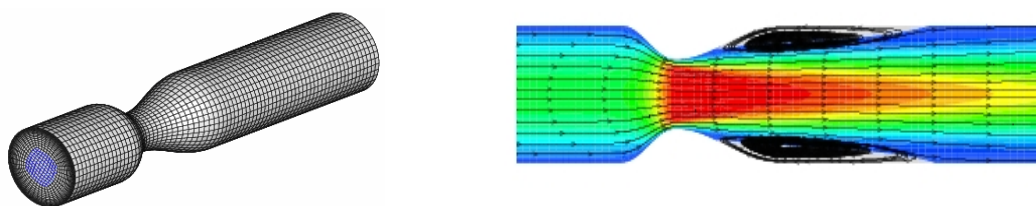
Krev se podílí především na homeostáze. Mezi její funkce patří udržování stálého osmotického tlaku, pH a obsahu iontů, přenos hormonů, živin, metabolitů,

vitaminů a termoregulace. Pomocí krve dochází k výměně tepla mezi energeticky aktivními orgány a povrchem těla. Dále se krev účastní regulačních procesů dynamiky krevního oběhu.

### 1.1.2.1 Proudění krve a jeho fyzikální zákony

Oběhová soustava je uzavřený systém s konstantním objemem tekutiny. Krev jako tekutina se chová v mnoha ohledech velmi odlišně od běžných tekutin (jako např. voda). Krev obecně řadíme mezi tekutiny neneutronovské<sup>1</sup> pro jejich poměrně složité reologické vlastnosti. Reologie je obor zabývající se prouděním krve v cévách, obecněji je to nauka o pohybu vazkých kapalin a o chování látek při deformaci. Proudění krve zajišťuje nepřetržitá rytmická činnost srdce. Činností srdce vznikají tlakové rozdíly mezi tepennou a žilní částí systému, což právě způsobuje, aby krev zůstala v pohybu.

Rychlost proudění závisí tedy na tlakových gradientech a na geometrii cévy. Průměr krevních cév a tím i množství krve, které jimi proudí, je regulováno vasomotorickým centrem, což je skupina nervových buněk v prodloužené míše. Z prodloužené míchy jsou neustále k myokardu a k hladké svalovině cév vysílány vzruchy sympatickými a parasympatickými nervovými vlákny. Tyto impulsy obvykle ponechávají svalová vlákna v cévních stěnách částečně stažená. Dojde-li však ke zvýšení aktivity, tím pádem i ke zvýšení krevního tlaku a srdce musí přepumpovat větší množství krve, je vysíláno méně nervových impulzů a cévní stěny se rozšíří. Jakmile tlak opět poklesne, cévy se stáhnou.



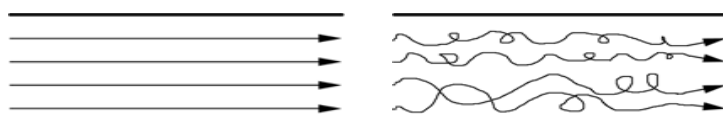
Obr. 1.3 Změna rychlosti proudění při zúžení cévy (18)

---

<sup>1</sup> Pro newtonovské tekutiny platí vztah  $F = \eta \cdot S \cdot \frac{\Delta v}{\Delta x}$ , týkající se dynamické viskozity. Pro newtonovské tekutiny je dynamická viskozita konstanta nezávislá na rychlostním gradientu. Platí pro ně Newtonův zákon.

Ve velkých cévách je v systole rychlost větší než v diastole, proudění je zde kontinuální. Během systoly levé komory může proudění v aortě dosáhnout až 500mm/s. Podle rychlosti může krev proudit buď laminárně nebo turbulentně. Laminární proudění, nebo také proudnicové, je takové proudění kapaliny, při kterém jsou proudnice rovnoběžné a nemísí se. Částice kapaliny se pohybují vedle sebe jakoby ve vrstvách, které se vzájemně nepromíchávají. Průtočný objem, což je množství kapaliny protečené průřezem trubice za časovou jednotku, stoupá při laminárním proudění lineárně s tlakovým spádem až do kritické hodnoty, kdy se v tekutině začínají tvořit víry a laminární proudění přechází v proudění turbulentní.

Turbulentní proudění je pravým opakem proudění laminárního. Proudnice se navzájem promíchávají a částice kapaliny vykonávají při proudění kromě posouvání i složitý vlastní pohyb, který vede ke vzniku vírů. Díky těmto vírům se zhoršuje tok krve. Rychlosti jednotlivých částic kapaliny se nepravidelně mění, tzn. částice již nemají ve všech místech neměnnou rychlost, proudění se stává nestacionárním. Vznik turbulentního proudění se projeví šelestem, který lze slyšet nad postiženým místem. Je-li vír dostatečně silný, lze jej i nahmatat. Turbulentní proudění navíc může vést k mechanickému poškození stěn cév.



Obr. 1.4 Laminární proudění; Turbulentní proudění (23)

Kritický bod přechodu mezi oběma typy proudění je označován jako Reynoldsovo číslo podle anglického fyzika Osborna Reynoldse. Ten zjistil, že hraniční hodnota je závislá na poloměru trubice  $r$ , na střední rychlosti  $v$  a na fyzikálních vlastnostech tekutiny, na hustotě  $\rho$  a viskozitě  $\eta$ : 
$$\text{Re} = \frac{\rho \cdot v \cdot r}{\eta} .$$

Všeobecně se uvádí jako kritická hodnota Reynoldsova čísla 1000. Laminárnímu proudění náleží nižší hodnoty, turbulentnímu vyšší hodnoty. Použitím Reynoldsova



číslo je možné vypočítat kritickou rychlost přechodu laminárního proudění v turbulentní pro danou trubici a tekutinu:  $v_k = \frac{1000 \cdot \eta}{\rho \cdot r}$ .

V celém krevním oběhu převažuje za fyziologických podmínek proud laminární. Střední rychlost krevního proudu je v jednotlivých oddílech cévního řečiště různá. V aortě je  $0,3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , ve vlásečnicích  $0,001 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , ve velkých žilách  $0,1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ . Tepová vlna vyvolaná kontrakcí levé srdeční komory se šíří do periferie střední rychlostí  $6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  (3, s.147).

S ohledem na individualitu každého jedince a působící vlivy je obtížné charakterizovat jednotlivé děje pouze fyzikálními zákony. Proto říkáme, že fyzikální zákony platí v biologickém systému jen aproximativně. Tato skutečnost platí i pro následující pravidla charakterizující oběhový systém.

1. Zákon kontinuity platí při ustáleném proudění kapaliny uzavřeným systémem trubic o nestejném průměru. Za předpokladu, že proudící kapalina je nestlačitelná, je součin průřezu  $S$  a rychlosti  $v$  ve všech uvažovaných bodech konstantní:  $S_1 \cdot v_1 = S_2 \cdot v_2$ .
2. Bernoulliův zákon, podle něhož je při proudění objemové jednotky ideální kapaliny součet potenciální energie tlakové, energie kinetické a energie polohy v každém bodě tekutiny konstantní. Platí:  $\sum p + \frac{1}{2} \rho \cdot v^2 + \rho \cdot h \cdot g = konst.$

Výše uvedená Bernoulliova rovnice předpokládá, že molekuly kapaliny se v celém průřezu trubice pohybují stejnou rychlostí, jelikož je zanedbáno tření. Ve skutečnosti je rychlost proudění v trubici různá, u stěny trubice se rychlost pohybuje prakticky v nulových hodnotách a směrem ke středu, kde je rychlost maximální, velikost rychlosti stoupá. Rozdělení rychlostí jednotlivých vrstev má proto parabolický tvar. Parabolický rychlostní profil ovšem nalezneme jen v malých artériích. Ve větších artériích se parabolický profil oplošťuje a v největších artériích (např. v hrudní aortě) krev proudí v celém průřezu cévy prakticky stejnou rychlostí.

3. Zákon Hakenův-Poiseuilleův charakterizuje průtočný objem  $Q$  (protečené množství kapaliny za jednotku času), který je přímo úměrný čtvrté mocnině poloměru trubice  $r$  a tlakovému spádu  $\Delta p$  a nepřímo úměrný viskozitě kapaliny  $\eta$  a délce trubice  $l$ :

$$Q = \frac{\pi \cdot r^4 \cdot \Delta p}{8\eta \Delta l}.$$

Závislost na čtvrté mocnině poloměru způsobuje, že například zmenšením poloměru arteriál o 19% dochází ke snížení průtoku krve zhruba na polovinu. Hakenův-Poiseuilleův zákon platí pro ustálené proudění, které bere zřetel na viskozitu proudící kapaliny a na geometrické poměry trubice, ale platí pouze pro kapaliny newtonovského typu, zatímco krev patří mezi kapaliny neneutronovské.

### **1.1.3 Srdce (*cor, cardia*)**

Srdce je dutý svalový orgán uložený v dutině hrudní mezi pravou a levou plící. Představuje hlavní motorický orgán, který dodává krvi kinetickou energii. Srdce funguje jako čerpadlo, pumpa, která bez odpočinku přečerpává krev průměrným tempem jednoho stahu za sekundu (často i rychleji) zhruba od 4. týdne po početí až do chvíle těsně před smrtí.

Pumpa je složená ze čtyř jednosměrných čerpadel, dvěma předsíněmi a dvěma komorami navzájem oddělenými cípatými chlopněmi, jež zabraňují zpětnému toku krve. Předsíň slouží jako rezervoáry, z nichž protéká krev přes chlopně do komor. Stěny komor jsou tvořeny silnější svalovinou, jelikož komory představují čerpací část srdce. Jejich funkce spočívá v rytmickém stahování (systola) a uvolňování (diastola) svalových stěn a krev je tak vypuzována přes poloměsíčitou chlopně do organismu (10).

V průběhu srdečního cyklu se krevní tlak v pravé komoře pohybuje mezi 0-3kPa a v levé komoře od 0 do 16kPa. Tok krve je způsoben rozdílem tlaků mezi úseky krevního oběhu. Tlak proudící krve řídí uzavírání všech čtyř srdečních chlopní, jde o účinek hydrodynamických sil.

### 1.1.3.1 Biomechanika srdce

Při každém stahu komor je do oběhu vypuzováno určité množství krve a srdce tak koná mechanickou práci  $W = \int p \cdot \Delta V$ , kde objem  $V$  je posunován tlakem  $p$  proti odporu proudění. Známe-li hodnoty tlaku krve a srdečního výdeje, můžeme spočítat práci vykonanou srdečním svalem.

Př. Levá komora v okamžiku systoly:

$$p = 13,3 \text{ kPa}$$

$$V = 70 \text{ ml}$$

$$W = 13,3 \cdot 10^3 * 70 \cdot 10^{-6} = 0,931 \text{ J}$$

Součástí této celkové práce je i tzv. práce při zrychlení, která je číselně rovna kinetické energii systolického srdečního výdeje  $E_k = \frac{1}{2} \cdot m v^2$ , kde  $m = \rho \cdot \Delta V$ .

Př. Levá komora v okamžiku systoly:

$$\rho = 1,06 \cdot 10^3 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$$

$$v = 0,3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$$

$$E_k = \frac{1}{2} * 1,06 \cdot 10^3 * 70 \cdot 10^{-6} * 0,3^2 = 3,33 \cdot 10^{-3} \text{ J}$$

Práce pravé komory je rovna jen 20% práci levé komory. Mechanická práce je součástí celkové energie, která se skládá celkem ze 2 složek. Kromě práce celkovou energii dále tvoří složka, která je potřebná k udržování stálého napětí (tonusu) srdeční svaloviny. Mechanická vypuzovací práce srdce je rovna 1/10 celkové mechanické energie srdce a na udržení tonusu je spotřebováno 9/10.

Při známé frekvenci můžeme vypočítat i mechanický srdeční výkon. Pro normální frekvenci 70 tepů za minutu je výkon roven přibližně 1,3 W. Tato hodnota se týká pouze 1/10 celkového mechanického výkonu. Při námaze se u zdravého srdce výkon zvyšuje (8).

## 1.2 Reakce organismu na zátěž

Reakcí na zátěž je bezprostřední odpověď řady orgánových systémů s cílem obnovit vnitřní homeostázu. Její kvalitativní i kvantitativní hodnota závisí na druhu, intenzitě a délce trvání zátěže.

### ***1.2.1 Reakce organismu na dynamickou zátěž***

Dynamická zátěž představuje nejčastější formu zátěže. V průběhu námahy se objevuje řada oběhových změn, které vedou ke zvýšení minutového srdečního objemu  $Q$ . Množství krve, které jedna komora přečerpá za minutu, neboli minutový srdeční objem, závisí na 2 vlastnostech, na tepovém objemu a na srdeční frekvenci.

Zvýšení tepového objemu vzniká v důsledku zvýšení stažlivosti srdečního svalu a vasodilatace cév zásobujících kosterní svalovinu. Rozšířením cév dojde ke snížení periferního odporu v krevním řečišti, díky čemuž srdce nemusí překonávat při vypuzování krve do oběhu tak velký odpor jako v klidovém stavu. Zmenšení periferního odporu vede ke zvýšení krevního tlaku. Za mírné zvýšení středního krevního tlaku odpovídá systolický krevní tlak  $TK_S$ , který je určován tepovým objemem. Protože diastolický krevní tlak se během zátěže podstatně nemění, je proto střední tlak dán především  $TK_S$ .

Srdeční frekvence a krevní tlak patří mezi veličiny typicky nestacionární (mění se s časem) a nelineární - aktuální hodnota SF a TK je vždy výsledkem mnoha současně (a často protichůdně) působících vlivů. Srdeční frekvence SF mimo jiné patří k hlavním kardiovaskulárním funkčním ukazatelům. U zdravých osob stoupá se vzrůstajícím fyzickým zatížením díky aktivaci sympatiku a útlumu parasympatiku. U zdravých a trénovaných osob je vzestup pozvolnější než u osob netrénovaných nebo u jedinců se srdečním onemocněním. Asi od úrovně 75-85% maxima dochází k pozvolnému zpomalení vzestupu až na úroveň maximální srdeční frekvence  $SF_{max}$ , kterou orientačně můžeme vypočítat jako  $220 - věk$ . Na této úrovni může vyšetřovaný (podle zdatnosti a motivace) setrvat ještě několik minut. Jelikož se tepový objem zvyšuje přibližně jen do úrovně 40-50% maximální spotřeby kyslíku (při dalším zatěžování zůstává konstantní), je další zvýšení minutového objemu dáno pouze zvýšenou srdeční frekvencí. Vzrůst SF bývá provázen rovněž vzestupem příjmu kyslíku (5).

Při hodnocení reakce SF musíme respektovat i zvláštnosti související s pozicí těla při zátěži. Poloha těla významně ovlivňuje reakci hemodynamických hodnot.

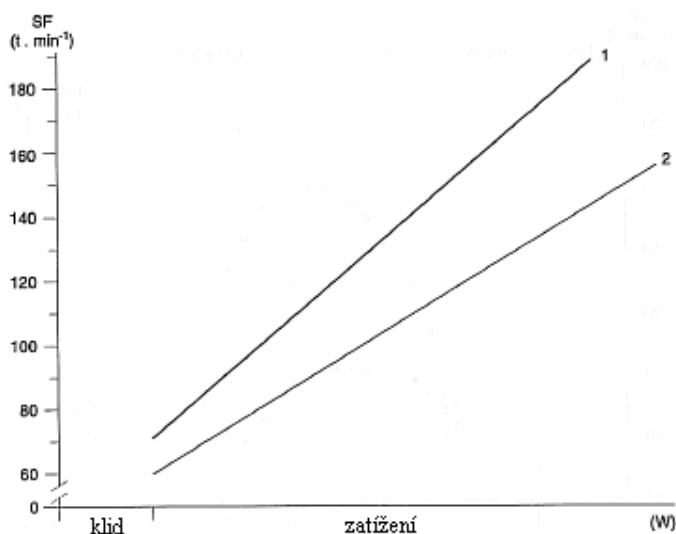
Reakce na zátěž probíhá ve třech fázích:

1. **Fáze úvodní** – předchází vlastnímu fyzickému výkonu. SF se zvyšuje nad obvyklou klidovou hodnotu, někdy i o desítky tepů, vlivem emocí a podmíněných reflexů. Tento jev může být podmíněn i určitou fyzickou přípravou na výkon (rozcvičení).
2. **Fáze průvodní** – typický prudký vzestup v iniciální fázi (10-30s) a následný pozvolnější vzrůst (1-3min) v závislosti na intenzitě zátěže. Při intenzitách nižších až středních nepřesahující úroveň ANP (anaerobní práh) se srdeční frekvence ustálí. Při překročení úrovně ANP srdeční frekvence dále narůstá.
3. **Fáze následná** (zotavovací) – po skončení zátěže. Začíná nejprve prudkým poklesem SF a po 3-5 minutách pokračuje pozvolnějším snižováním, které může trvat i desítky minut potřebných k dosažení výchozích, resp. klidových, hodnot. Rychlost návratu závisí na trénovanosti a je ovlivněna stavem vegetativního nervového systému (převaha sympatiku nebo parasympatiku) (19).

Minutový srdeční objem může dosáhnout při nižších až středních intenzitách zátěže rovnovážného stavu do 2-3 minut. Při vyšších zátěžích s mimořádným vzestupem SF, blížícím se maximu a provázeným omezením diastolického plnění, hodnoty tepového objemu a minutového srdečního objemu klesají (9).

Při svalovém zatížení stoupá krevní průtok díky vasodilataci svalových tepen a poklesu periferního odporu v oblasti resistenčních cév. Podnět k dilataci je metabolický a šíří se od arteriol směrem proti proudu po stěně artérie. Kromě toho podléhá průtok svaly při práci také mechanickým vlivům, a to kontrakcím svalu. Čím je svalová kontrakce silnější a rychlejší, tím je omezení větší (1).

Uvedené hemodynamické změny jsou závislé nejen na druhu a intenzitě zátěže, ale i na řadě faktorů zevních (teplota, relativní vlhkost, proudění vzduchu atd.) i vnitřních (zdravotní stav, tělesná zdatnost, věk, pohlaví aj.).



Obr. 1.5 Reakce SF na stupňované zatížení: 1 – u zdravých jedinců, 2 – u trénovaných jedinců (Z. Placheta, Zátěžová diagnostika v ambulanci a klinické praxi)

### 1.2.2 Reakce organismu na chladovou zátěž

Člověk patří mezi živočichy homoioterní, neboli teplotokrevní. Pro řadu životně důležitých pochodů je nutné, aby se teplota organismu udržovala na stálé úrovni. Odvádění tepla z organismu je možné radiací, vedením a prouděním. Nejnižší teplota okolí, při které nahý člověk v klidu udržuje svoji tělesnou teplotu, aniž by zvyšoval metabolismus, se nazývá kritická teplota. Pro člověka kritická teplota vzduchu je v rozmezí 22-27° C a kritická teplota vody se pohybuje mezi 32-35° C (11).

Ponořením některých částí těla (např. rukou, předloktí, obličeje) do ledové vody dochází k podráždění chladových receptorů, jejichž aktivace vyvolá řadu obranných reakcí. Patří k nim vasokonstrikce (v kůži, podkoží a neaktivních svalech), zvýšení periferní rezistence a TK, srdeční práce i nárok myokardu na přísun O<sub>2</sub>, zvýšená produkce tepla, chladový třes (neovladatelná svalová práce), zvýšený metabolismus a „husí kůže“. Působením chladového podnětu také dochází ke zpomalení tepové frekvence s následnými poruchami rytmu.

Stah periferních cév v podkoží snižuje převedení teploty z vnitra těla k povrchu a tím snižuje tepelné ztráty. Svalovým třesem se organismus snaží zvýšit metabolickou produkci tepla a pomáhá tak udržet či zvyšuje tělesnou teplotu. Celkově při ztrátách

tepla hraje důležitou roli i objem a složení těla. S rostoucím povrchem a se zmenšujícím se množstvím podkožního tuku se ztráty tepla zvětšují.

### ***1.2.3 Adaptace na zátěž***

Adaptací na zátěž se zabývá celá řada prací. Delší dobu trvající vytrvalostní aerobní trénink vede ke zvětšení množství krve. Nejdříve se zvyšuje objem plazmy, po 2 až 3 týdnech fyzické aktivity i počet červených krvinek a celkové množství hemoglobinu. Adaptace na fyzickou zátěž je podmíněna pravidelnou, především dynamickou vytrvalostní činností přiměřeného druhu a intenzity. Opakované reakce na zátěž vedou k postupnému slábnutí odpovědí, která již neprobíhá jako poplach v celém organismu. Adaptace periferie se projevuje zvýšením kapilarizace činných svalů a adaptace srdce morfologickými i funkčními změnami. Srdce má silnější svalovou hmotu, je větší a dokáže tak vypudit při jednom stahu větší množství krve. Do funkčních změn patří vyšší kontraktibilita a lepší využití laktátu jako energetického zdroje. Dále je srdce vybaveno lepším koronárním prokrvením, vyšší koronární rezervou a klade nižší nároky na dodávku kyslíku při téže srdeční frekvenci ve srovnání s neadaptovanými jedinci. Srdeční frekvence je celkově nižší u trénovaných než u netrénovaných lidí. Trénovaní jedinci dosahují ve srovnání s osobami s průměrnou výkonností stejných výkonů při nižší tepové frekvenci. Rychlost návratu srdeční frekvence po ukončení zátěže k původním hodnotám je u trénovaných výrazněji (19,24).

Adaptace na chlad, neboli aklimatizace, trvá přibližně 4 týdny (6). Zahrnuje rychlou reflexní reakci organismu při změně průsvitu cév a pomalejší reakci humorálně-hormonální, tj. změnu základního buněčného metabolismu. Při aklimatizaci se zvyšuje celková výkonnost organismu, která zahrnuje zvýšení termoregulačního tepla, zlepšení cirkulace na periferii, zvláště končetin, snížení či vymizení třesové reakce na chlad. Dochází k poklesu tělesné teploty, organismus se adaptuje na nižší teplotu. Adaptace se dále projeví menším zvýšením krevního tlaku na chladový podnět (11).

### **1.3 Ultrasonografie**

Ultrasonografie, neboli vyšetření ultrazvukem, je dnes nejrozšířenější a nejsnáze dostupná moderní diagnostická metoda. Patří mezi dominantní neinvazivní vyšetření.

V klinice došlo k explozivnímu užívání ultrasonografie koncem 60. a začátkem 70.let. Základem ultrazvukových diagnostických zobrazovacích metod byla na počátku 50.let průmyslová defektoskopie, což je zjišťování vad materiálů bez jakéhokoliv narušení. Metoda je založena na detekci akustických rozhraní, tj. rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích.

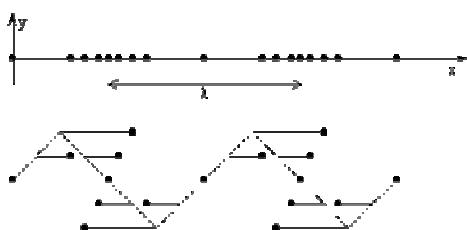
Mezi hlavní přednosti ultrasonografie patří, že nezatěžuje pacienta zářením nebo podáním kontrastní látky, vyšetření je poměrně snadno proveditelné a lze jej podle potřeby opakovat. Ultrasonografie je v současnosti zároveň jedinou metodou, která umožňuje zobrazení přímo u lůžka a v reálném čase. V diagnostice některých chorobných stavů hraje rozhodující a nenahraditelnou roli.

#### ***1.3.1 Ultrazvuk***

Ultrasonografie, jak už bylo zmíněno, je vyšetření ultrazvukem. Ultrazvuk je mechanické vlnění, jehož frekvence jsou vyšší než 20 000 Hz. Tyto frekvence jsou pro člověka neslyšitelné, ale mohou je vnímat některé druhy zvířat (např. netopýři).

Nositelem ultrazvuku jsou částice prostředí, ve kterém se zvuk šíří. Při šíření částice kmitají na místě okolo své rovnovážné polohy a přenáší se pouze energie, která se prostředím šíří podélně ve formě paralelních svazků (kontinuálně nebo v podobě impulzů). V tekutém prostředí (v měkkých tkáních a tekutinách lidského těla) se zvuk šíří podélně, částice tedy kmitají ve směru šíření vlnění. Podélné vlnění je využíváno při medicínských aplikacích. V pevném prostředí (v kostech) se zvuk šíří jak formou vlnění podélného, tak i formou vlnění příčného, kdy částice prostředí kmitají kolmo na směr šíření vlnění.





Obr. 1.6 Znáornění podélného šíření vlnění (21)

Rychlost šíření zvukové vlny se označuje jako fázová rychlost  $c$ . Rychlost ve vzduchu je rovna  $350\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  a rychlost šíření v kapalinách či měkkých tkáních činí  $3\,000\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ , z čehož vyplývá, že rychlost šíření zvukové vlny závisí na fyzikálních vlastnostech prostředí (hlavně na teplotě a pružnosti).

Při práci s ultrazvukem se využívá toho, že ultrazvuk má menší vlnovou délku než zvuk, a proto je jeho šíření méně ovlivněné ohybem. Ultrazvuk se také výrazněji odrazí od překážek, s čímž souvisí veličina nazvaná akustický vlnový odpor (akustická impedance), která rozhoduje o velikosti odrazu akustické energie při dopadu zvukové vlny na rozhraní 2 prostředí o různých akustických impedancí. Akustická impedance je přímo úměrná hustotě prostředí (př. tkáň) a rychlosti ultrazvukového vlnění:

$$Z = \rho \cdot c \text{ [kg}\cdot\text{m}^{-2}\cdot\text{s}^{-1}\text{]}$$

Veličina tedy kvantitativně popisuje interakci mezi ultrazvukovým vlněním a prostředím, čímž v podstatě charakterizuje prostředí, kterým se vlnění šíří.

Kvůli odrazům na rozhraní 2 prostředí se při ultrazvukových vyšetření nanáší mezi sondu a kůži pacienta gel, který má obdobnou akustickou impedanci jako kůže. Díky gelu pak nedochází k odrazům na rozhraní vzduch-kůže.

Z energetického hlediska lze ultrazvuk popsat intenzitou. Intenzita zvuku, neboli „síla zvuku“, je definována podílem výkonu  $P$  zvukového vlnění a plochy  $S$ , kterou vlnění prochází:  $I = \frac{P}{S}$  [ $\text{W}\cdot\text{m}^{-2}$ ]. Na této veličině závisí biologické účinky ultrazvuku. Při průchodu prostředím dochází k interakcím, díky nimž se zmenšuje energie ultrazvukové vlny. Mezi mechanismy způsobující pokles energie patří absorpce a rozptyl.

Absorpce převažuje v homogenním prostředí, zatímco rozptyl v prostředí nehomogenním. Rozptyl je typický pro dopad ultrazvukové vlny na rozhraní mezi tkáněmi v organismu, kdy dochází ke změně směru šíření vlny a k jejímu částečnému odrazu (viz akustická impedance). Rozptyl i absorpce závisí na kmitočtu zvukového vlnění. S rostoucí frekvencí ultrazvuku klesá jeho pronikavost, zhoršuje se pozorování hlouběji uložených struktur. Oba mechanismy jsou charakteristické pro veličinu, jež se nazývá útlum intenzity. Útlum intenzity zvuku je dán výrazem:  $I_x = I_0 \cdot e^{-2\alpha x}$ , kde  $\alpha$  je koeficient útlumu prostředí a  $x$  tloušťka absorpční vrstvy.

Každé prostředí je z akustického hlediska charakterizováno rychlostí šíření ultrazvukové vlny, akustickou impedancí a útlumem (3).

#### *1.3.1.1 Zdroje ultrazvuku*

Ultrazvuk může vznikat buď mechanicky, magnetostrikčně nebo piezoelektricky. Mechanické generátory jsou ladičky nebo speciální píšťaly, kterými však vzniká ultrazvuk o malých frekvencích. Kvůli malým frekvencím se mechanické generátory v lékařství nevyužívají. Pro lékařské účely se využívá generátorů magnetostrikčních a piezoelektrických.

Základem magnetostrikčního generátoru je feromagnetická látka, která mění svůj objem vlivem okolního magnetického pole. Objem feromagnetické látky je měněn se stejnou frekvencí jako je frekvence střídavého magnetického pole elektromagnetu. Tyto generátory mají sice velký výkon, ale lze jimi získat vlnění jen do 100 kHz. Magnetostrikční generátory proto našly uplatnění ve stomatologii k odstraňování zubního kamene a v chirurgii k čištění nástrojů a k operačním zákrokům.

Vysokofrekvenční ultrazvuk se získává pomocí piezoelektrických generátorů. Piezoelektrické generátory jsou založeny na tzv. nepřímém piezoelektrickém jevu, který vzniká při deformaci vhodně vybroušených krystalů některých látek (např. Seignettova sůl, křemen, turmalin) vlivem elektrického napětí přivedeného na jejich protilehlé povrchy. Je-li napětí střídavé, může se krystal rozkmitat. Kmitočet střídavého napětí je naladěn na vlastní rezonanční frekvenci použitého materiálu. Kvůli veliké absorpci

ultrazvuku ve vzduchu bývá krystal (či jiný materiál) uložen v kapalině, nejčastěji v oleji.

Při detekci ultrazvuku se využívá tzv. přímého piezoelektrického jevu. Princip jevu spočívá v tom, že při deformaci vybroušených krystalů některých látek vzniká mezi polepy na dvou protilehlých stranách krystalu elektrické napětí. Velikost a polarita napětí závisí na velikosti a směru deformace krystalu. Jinak řečeno, principem jevu je změna mechanické energie na elektrickou, což je pravým opakem nepřímého piezoelektrického jevu, kde dochází ke změně elektrické energie na mechanickou.

Ultrazvuk vzniklý pomocí piezoelektrického generátoru se využívá ve fyzikální terapii (1-3 MHz) a hlavně v diagnostice (2-4 MHz).

### ***1.3.2 Užití ultrazvuku v diagnostických metodách***

Metoda se nazývá ultrasonografie, sonografie či echografie. Pro diagnostické účely se používají vysoké frekvence v megahertzových oblastech. Ultrazvuk dobře proniká živou tkání a při vhodně zvolené intenzitě nemá na vyšetřovanou osobu nepříznivé účinky, jako má např. rentgenové záření. Při diagnostických metodách ultrazvuk nevykazuje žádné biologické účinky (mechanické, tepelné, kavitace, fyzikálně-chemické, chemické), popřípadě jsou tyto účinky omezeny na minimum, aby nedošlo k poškození vyšetřované osoby.

Využívá se odrazů, ke kterým dochází na rozhraní dvou prostředí o různých akustických impedancích a je tak umožněno zviditelnění tkáně. Na rozhraní dvou rozdílných prostředí se energie dopadajícího ultrazvukového vlnění rozdělí na část odraženou a na část procházející do druhého prostředí. Tento princip je základem zobrazování měkkých tkání ultrazvukem.

Pomocí ultrazvuku lze sledovat i pohybující se akustické rozhraní, např. pohyb srdečních chlopní, průtok krve, a to na základě Dopplerova jevu. „Dopplerův jev je změna frekvence přijímaného signálu oproti vysílanému signálu způsobená nenulovou vzájemnou rychlostí vysílače a přijímače.“(17) [více kap. 1.4].

Zdrojem ultrazvuku využívaného v diagnostických metodách je piezoelektrický krystal. Krystal přibližně 0,5 % provozní doby vysílá a 99,5 % doby signály přijímá.

Sonda je tedy zároveň přijímačem i vysílačem. Základem sondy je piezoelektrický měnič, který mění elektrickou energii na mechanické ultrazvukové vlnění a odražené mechanické vlnění zpět na elektrický signál umožňující vznik obrazu.

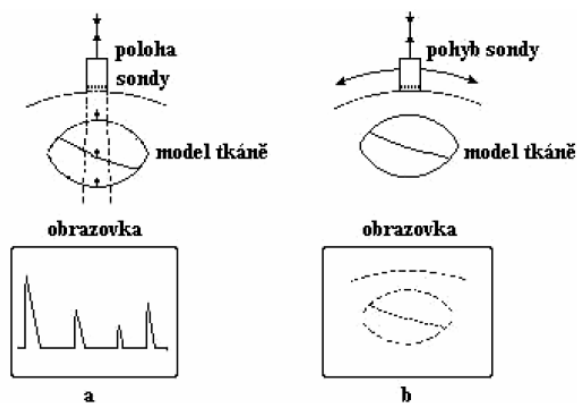
Vzhledem k tomu, že se energie dopadajícího ultrazvukového vlnění na akustických rozhraní rozdělí na část odraženou a dále procházející prostředím, je intenzita odražených vln zmenšená oproti intenzitě vygenerovaného impulzu, dochází k útlumu intenzity. Z tohoto důvodu se využívá speciálních zesilovačů, které kompenzují ztráty energie.

### 1.3.2.1 Typy zobrazení

Pomocí ultrazvukové diagnostiky se zpracovávají a zobrazují odražené ultrazvukové signály. Rozeznáváme tři základní zobrazovací módy, A-mód, B-mód a M-mód.

Nejjednodušším typem ultrazvukového obrazu je jednorozměrné zobrazení A (*Amplitude*). Při něm se zobrazují amplitudy odražených signálů. Výstupem je křivka vyjadřující závislost intenzity odraženého signálu na čase. Poloha výchylky odpovídá místu odrazu a její amplituda množství akustické energie. A-mód se využívá ke sledování vzdáleností jednotlivých akustických rozhraní, na kterých se odráží ultrazvuková vlna. Tento typ zobrazení je dodnes používán v očním lékařství (15).

Další rozvoj diagnostických metod dalo za vznik dvojrozměrnému zobrazení, zobrazení B (*Brightness*). Při něm jsou odražené ultrazvukové vlny zobrazovány na monitoru jako body (pixely) o různém jasu. Těmto odrazům je v závislosti na jejich intenzitě přiřazen příslušný stupeň šedi. Poloha bodů odpovídá poloze akustických rozhraní. Zobrazení B může být zobrazení statické nebo dynamické. Při statickém zobrazení se pomalu pohybuje sondou po povrchu těla a naklání se. Na obrazu jsou kontury vyšetřovaných orgánů jasně bílé na černém pozadí obrazovky. Nyní se však využívá spíše dynamického zobrazení, které má rychlé snímání a širokou stupnici šedi (128 – 256 stupňů šedi). Při něm se postupně vytváří série obrazů vyšetřované oblasti, která umožňuje sledovat pohyb. Proto se někdy dynamickým systémům říká systémy pracující v reálném čase.



Obr. 1.7 a) A-mód; b) B-mód (I. Hrazdira, *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*, str.247)

Dalším typem zobrazení je tzv. M-zobrazení (*Motion mode, T-M scan*), což je zobrazení polohy jednoho bodu (ve skutečnosti vymezené plochy) pohybující se struktury v závislosti na čase. Zobrazení je jednorozměrné, protože tato změna polohy je sledována pouze na přímce dané směrem šíření ultrazvukové vlny ze sondy. Jde v podstatě o data v B-módu zobrazená za sebou v čase. Často se využívá při vyšetření srdce jako součást echokardiografie.

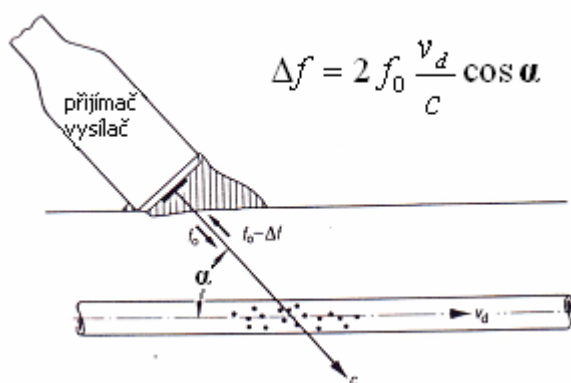
Dříve byla objemová jednotka zobrazena do plošného dvourozměrného obrazu. 2D zobrazení (*D-dimension*) je základním typem zobrazení. Dvojrzměrný obraz se získá jako řada vedle sebe položených úseček jednorozměrného zobrazení v B-módu. Moderním zobrazením je trojrozměrná rekonstrukce řady dvojrzměrných snímků, tzv. 3D zobrazení. Tento způsob vyžaduje použití speciálního typu sondy, která je schopna generovat trojrozměrné ultrazvukové pole, což je klasické 2D pole rozvinuté do prostoru. Výsledný 3D obraz je poté počítačově zrekonstruován. Současné systémy 3D zobrazení pracují už také v reálném čase. Pro tento typ zobrazení se používá označení 4D.

#### 1.4 Dopplerův jev

Rakouský fyzik, matematik a astronom Christian Andrea Doppler poprvé formuloval Dopplerův jev v roce 1843 v článku „*Ueber das farbige Licht der Doppelsterne und einiger anderer Gestirne des Himmels* (O barevném světle dvojhvězd a určitých jiných hvězdách na nebesích)“ (14). Doppler zde navrhnul využít Dopplerova

jevu pro měření vzdálenosti a pohybu hvězd. V medicíně však našel také uplatnění. Využívá se nyní především k měření rychlosti a pohybu proudící krve.

Principem těchto metod je pohybující se přijímač vůči zdroji vlnění, který svou polohu nemění. Na přijímači dochází k odrazu akustické vlny. V proudící krvi jsou těmito odrazovými strukturami erythrocyty. Jelikož je jejich velikost menší než vlnová délka vlnění, dochází na erythrocytech k rozptylu ultrazvukového vlnění a vznikají tak kruhové vlnoplochy, které pak spolu interferují. Pro vznik dopplerovského signálu je důležitá ta část energie ultrazvukové vlny, která se odráží zpět ke zdroji. Frekvence odražené vlny se díky vzájemnému pohybu přijímače a zdroje vlnění bude lišit od frekvence vyslané zdrojem vlnění. Tento frekvenční posun lze vypočítat podle vztahu:  $\Delta f = \frac{2 \cdot f_0 \cdot v \cdot \cos \alpha}{c}$ , kde  $f_0$  je původní frekvence ultrazvuku generovaná zdrojem,  $v$  je rychlost pohybujícího se přijímače (krve),  $\alpha$  je úhel, který svírá vysílač ultrazvuku s přijímačem a  $c$  je rychlost šíření ultrazvuku v daném prostředí (3).

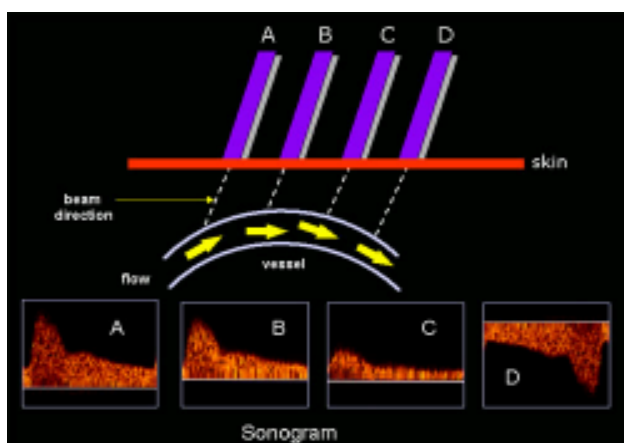


Obr. 1.8 Schéma dopplerovského měřiče rychlosti toku krve (26)

Ze zjištěného dopplerovského posunu je pak vypočítávána rychlost pohybu krve a její směr. Odvozením z dopplerovy rovnice získáme rovnici pro rychlost:  $v = \frac{\Delta f \cdot c}{2 f_0 \cdot \cos \alpha}$ .

Rychlost tedy nepřímo úměrně závisí na kosinu úhlu. Jeho hodnoty se mohou měnit v rozmezí 1 – 0 (0°-90°). Úhel dopadu dopplerovského signálu vzhledem ke směru pohybu v místě měření ovlivňuje tvar spektrální rychlostní křivky. Podcenění významu dopplerovského úhlu může vést k značným chybám při měření rychlostí, které jsou

kritické při úhlech vyšších než  $60^\circ$ . Při těchto vyšších úhlech dochází při menší změně úhlu sondy k větší změně hodnoty kosinu. Když se zmenšuje úhel mezi vyslaným signálem a směrem toku, stoupá frekvence dopplerova signálu. U  $90^\circ$  je signál již velmi zeslaben.



Obr. 1.9 Znárodnění vlivu úhlu na měření – A) nejmenší úhel, C) kolmý úhel, D) tok od sondy (20)

Vysílací frekvence se pro měření rychlosti toku krve volí v intervalu 2-10 MHz. Výběr frekvence je kompromisem mezi lepší citlivostí toku a lepší penetrací. U vyšší frekvence stoupá frekvence dopplerovského signálu, ale nižší frekvence lépe pronikají do tkání.

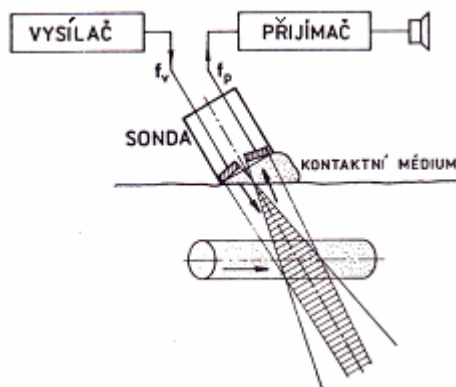
Všechny typy dopplerovských zařízení používají filtry k oříznutí vysokých amplitud a všech nízkofrekvenčních signálů vznikajících pohybem tkáně, např. pohybem cévní stěny. Frekvenci filtru si obvykle může uživatel nastavit sám. Mohou být vyloučeny frekvence nižší než 50, 100 nebo 200 Hz. Ovšem použitím filtru může dojít k odstranění frekvence signálu vzniklého pomalým krevním tokem.

#### 1.4.1 Rozdělení dopplerovských metod

Podle způsobu vysílání a příjmu ultrazvukových vln rozlišujeme v dopplerovské technice dvě skupiny systémů – systémy s nemodulovanou nosnou vlnou CW a systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou PW.

#### 1.4.1.1 Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou CW

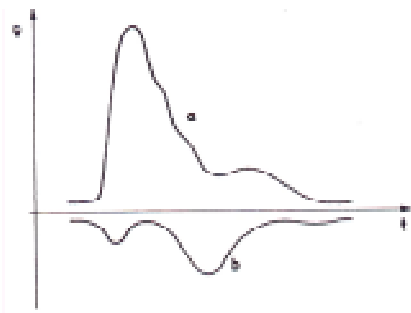
S nemodulovanou nosnou vlnou pracují spojitě dopplerovské systémy. U spojitého dopplerovského zobrazení je nutno použít odděleného vysílače a přijímače ultrazvukového vlnění. Funkce vysílače i přijímače je u sondy trvalá. Oba měniče bývají vůči sobě skloněny ve velmi tupém úhlu tak, aby se oba svazky, přijímaný i vysílaný, překrývaly v tzv. citlivé oblasti, což je nevýhodné, je-li přítomno více cév. U tohoto systému nelze zobrazit uspořádání a umístění sledovaných cév, neboť nelze měřit vzdálenosti. Z toho důvodu nedokážeme rozlišit u přítomnosti více cév, u které měříme rychlost. Pro výpočet rychlosti neurčíme úhel  $\alpha$ , a proto je měření absolutní velikosti rychlosti pouze orientační. Dopplerovské systémy s nemodulovanou nosnou vlnou jsou určeny k detekci a měření toku především v povrchově uložených cévách.



Obr. 1.10 Měření rychlosti CW metodou (26)

Systémy s nemodulovanou nosnou vlnou mohou být buď směrové či nesměrové. U nesměrového systému je odražená vlna zpracována na akustický signál, ale nese informaci pouze o rychlosti průtoku, nikoliv o směru. Zatímco směrový typ systému s nemodulovanou nosnou vlnou nese informaci o směru toku. Rychlost toku směrem k sondě je označována jako dopředná, směrem od sondy je označována jako zpětná. Dopředné toky charakterizuje dopplerovský posuv s frekvencemi vyššími, než je frekvence vysílané nosné vlny a zpětné toky naopak charakterizuje frekvence nižší.



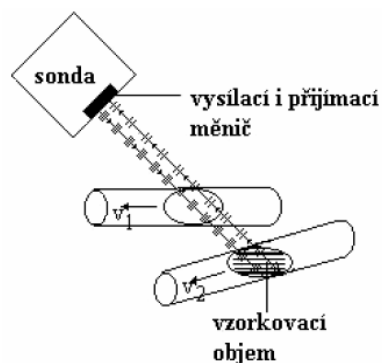


Obr. 1.11 Záznam proudění krve v artérii: a) dopředný tok; b) zpětný tok (26)

#### 1.4.1.2 Systémy s impulsně modulovanou nosnou vlnou PW

Systém s impulsně modulovanou nosnou vlnou umožňuje zároveň sledovat časový i frekvenční posun odraženého vlnění, což vede k tomu, že dokážeme zobrazit rychlost i polohu měřené struktury. Časová prodleva mezi vysláním impulsu a zachycením jeho odrazu určuje hloubku, ve které měříme rychlost toku. Délka vyslaného impulsu určuje velikost tzv. vzorkovacího objemu, což je prostor v cévě, u které měříme proudící krev. Výhodou metody je měření v různých hloubkách, aniž by výsledky byly ovlivněny toky jiných cév ležících mezi sondou a vzorkovacím objemem. Navíc díky vymezení měřené oblasti lze sledovat rozložení rychlosti toku v cévě. Úzký vzorkovací objem umístěný v centru tepny měří maximální rychlost, oproti tomu široký vzorkovací objem, zahrnující celý průměr cévy, určuje průměrnou rychlost.

Systémy s modulovanou nosnou vlnou se využívají především v angiologii a kardiologii.



Obr. 1.12 Měření rychlosti PW metodou (I.Hrazdira, Úvod do ultrasonografie, str.14)

Podle toho, jak je změřená rychlost zobrazena na monitoru, rozeznáváme několik režimů pulzního zobrazení (4).

### 1. Dopplerovská metoda mapování průtoku barvou (CDI – Color Doppler Imaging, CFM – Color Flow Mapping)

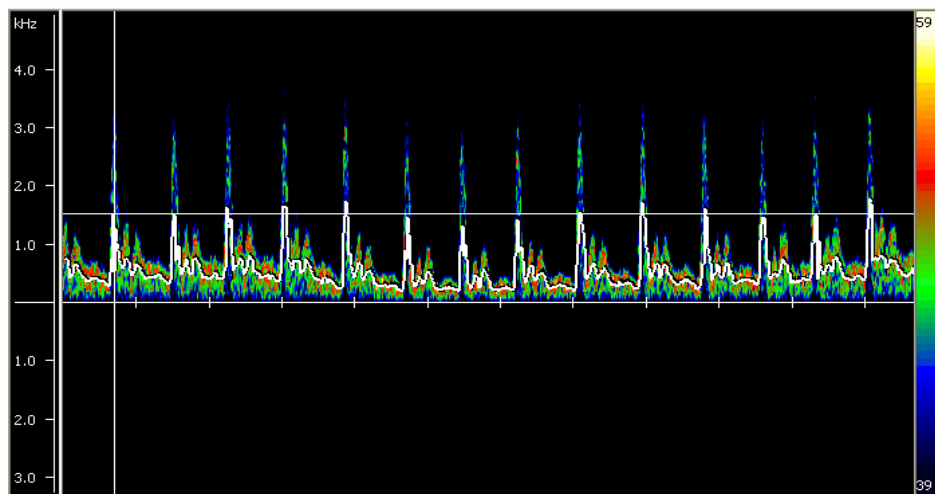
- odstíny červené charakterizují laminární tok krve směrem k sondě
- odstíny modré charakterizují laminární tok krve směrem od sondy
- zelená barva znázorňuje turbulentní proudění, kdy nelze určit směr toku

### 2. Spektrální dopplerovské zobrazení

- zobrazení grafu rozložení celého spektra rychlostí v závislosti na čase
- na svislou osu grafu vynesena frekvence či přímo rychlost (nebo obojí)
- frekvenční posuvy jsou znázorněny nad či pod časovou osou → zda se jedná o dopředný nebo zpětný tok

Nátherová, Markéta

US: A. radialis l. 8.3.2010 19:05



8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction; Cursor: 0.68s -1.55 kHz

HR: 78 PI: 2.32 RI: 0.83 SD: 5.90 MEAN: 1.00

Obr. 1.13 Průtok krve u arteria radialis

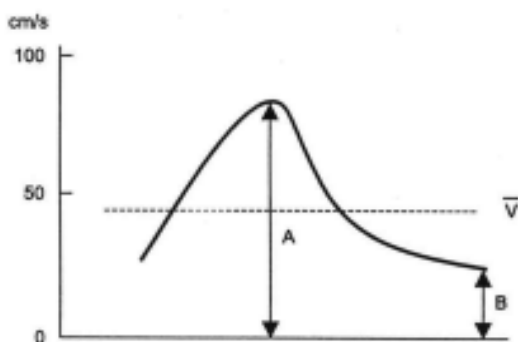
### 3. Barevné dopplerovské zobrazení energie (CDE – Color Doppler Energy)

- odstraňuje z větší části omezení barevného zobrazení toku - nesledujeme jen rychlost, ale i intenzitu odražených vln
- využívá k zobrazení celou energii dopplerovského signálu

- velmi málo závislý na dopplerově úhlu
- velikost energie odpovídá „hustotě krvinek“
- barevný odstín pixelu na obrazovce odpovídá velikosti energie, tj. počtu krvinek

#### 1.4.2 Dopplerovská rychlostní křivka

U většiny současných přístrojů se po přepnutí objeví na obrazovce dopplerovská rychlostní křivka. Křivka představuje změny maximální rychlosti průtoku v čase. Za předpokladu, že byl použit vhodný dopplerovský úhel, analyzuje počítačový program maximální rychlost průtoku krve v systole (A), maximální rychlost na konci diastoly (B) a střední průtokovou rychlost (V-Mean).



Obr. 1.14 Analýza rychlostní dopplerovské křivky (16)

Zatímco systolický nárůst reprezentuje srdeční kontrakční sílu, tok na konci diastoly reprezentuje velikost periferního odporu. Z dopplerovské rychlostní křivky lze vyhodnotit indexy RI, PI, A/B (poměr systoly a diastoly) a B/A. Odporový index RI je získán ze vztahu  $\frac{A-B}{A}$ , všeobecně se považuje za horní hranici hodnota 0,7. Pulzační index PI bývá považován za vhodnější pro posuzování charakteru toku, jelikož zohledňuje kromě nejvyšších rychlostí i rychlost střední:  $PI = \frac{A-B}{V}$ . Oba indexy patří mezi indexy impedanční. Podle impedance cévního systému rozlišujeme křivky nízkoodporové a vysokoodporové [viz kap. 1.1.1.3].

Všechny tyto hodnoty mají význam pro posouzení hemodynamiky v daném místě krevního oběhu. Po označení průběhu rychlostní křivky je možno vypočítat

uvedené hodnoty manuálně či je přístroj vyhodnotí automaticky. Kvalita vyhodnocení závisí na kvalitě křivky a na možnostech užívaného softwaru.

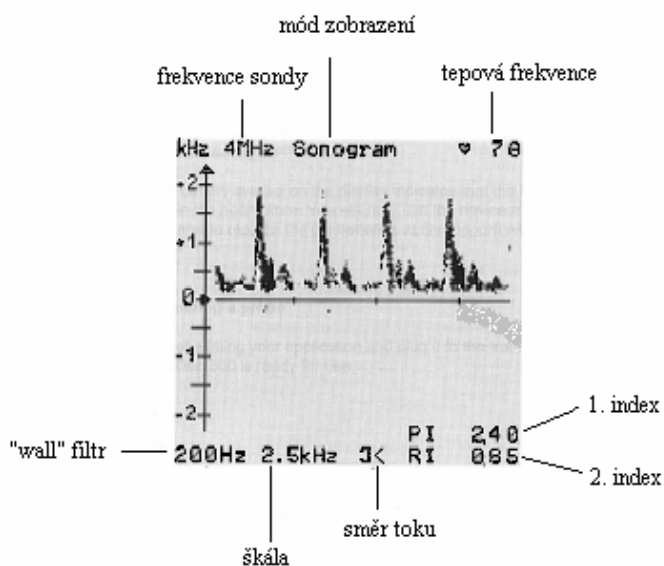
### 1.4.3 HiDop 300

HiDop 300 je kapesní dopplerovský měřič od švýcarské firmy MTB. Má integrovaný grafický LCD displej, na kterém se zobrazuje měřená spektrální dopplerovská křivka a její parametry (RI, PI, max/min, mean). Ke zpracování dopplerovského signálu využívá HiDop 300 FFT transformaci – rychlá Fourierova transformace.

Pomocí kapesního dopplerovského měřiče je možné provádět veškerá cévní vyšetření nebo ho lze využít ke zjištění tepové frekvence plodu. Pro cévní aplikace se používá 4 nebo 8 MHz sonda, pro porodnické aplikace 2 MHz sonda.



Obr. 1.15 Přístroj HiDop 300 a LCD displej (22)



## **2. Cíl práce a hypotézy**

Cílem práce je sledování změn cévního průtoku krve a tepu v závislosti na trénovanosti probandů, zátěži a změnách teploty okolí.

Průtok krve cévami je závislý na trénovanosti probandů, tělesné zátěži a změnách teploty okolí.

### 3. Metodika

#### 3.1 Metodika měření vlivu fyzické zátěže na trénované a netrénované jedince

Pro stanovení změn průtoku krve bylo měření prováděné na vřetenní tepně (a. radialis) na levé ruce. K měření byl použit kapesní tužkový doppler HiDop 300 od švýcarské firmy MTB připojený k počítači, v němž byl nainstalován software potřebný pro komunikaci s přístrojem. Abych měla co nejvíc informací o zdravotním stavu měřené osoby, použila jsem ke stanovení krevního tlaku a tepové frekvence měřič krevního tlaku Rossmax medical Z43.

Cílem práce bylo zjistit závislost průtoku krve a tepové frekvence na trénovanosti probandů, proto byly stanoveny 2 skupiny. První skupinu tvořili netrénovaní jedinci, kteří se sportu věnují jen rekreačně, anebo vůbec. Skupina se skládala z 22 probandů ve věku 20-27 let. Druhá skupina zahrnovala aktivní sportovce ve věku 19-25 let. Obě skupiny tvořili jak muži tak ženy. Kvůli cirkadiánním rytmům, jež způsobují v těle každého organismu řadu pravidelně opakujících se funkčních změn, probíhalo měření vždy od 17. do 19. hodiny.

Nejprve jsem probandy požádala, aby se posadili na židli a natáhli levou ruku. Na ruku v blízkosti zápěstí jsem nanesla ultrazvukový gel a přiložila 8 MHz sondu. Jelikož arteria radialis nepatří mezi hluboko uložené struktury, nebylo třeba použít pronikavějších nižších frekvencí. V programu HiDop 300 PC Software, po rozbalení menu „Settings“ a „Measurement“, byly nastaveny parametry pro měření. Na svislé ose grafu se zobrazovala přímo rychlost v cm/s pro úhel 45°, který svírala sonda s měřenou strukturou, a na vodorovné ose byl čas v sekundách. Posuvem sondy po pokožce se hledalo místo nejpříjemnějšího dopplerovského signálu. Po nalezení nejvhodnější dopplerovské křivky bylo měření přepnuto do freeze módu a uloženo. Tímto způsobem byla stanovena rychlost toku při každém srdečním stahu a tepová frekvence.

Ke zjištění velikosti krevního tlaku a pro kontrolu tepové frekvence se využil měřič krevního tlaku Rossmax, který byl upevněn na zápěstí levé ruky. Během několika sekund po stisknutí „ON/OFF“ měřič ukázal na displeji hodnoty systolického a diastolického tlaku a tepu.

Po zjištění klidových hodnot byl proband změřen po fyzické zátěži a to jednak celkové a jednak lokální. Celkovou zátěží byl běh po schodech. Každý měřený vyběhnul 3,5krát 24 schodů. Nahoru se běželo po 2 schodech a dolů po jednom. Byl-li výběh ukončen, proband se opět posadil na židli a provedlo se stejné měření jako v klidu. Výjimkou bylo stanovení krevního tlaku. Měřič pro krevní tlak jsem využila až 2 minuty po zátěži, čímž jsem stanovila rychlost poklesu srdeční frekvence.

K lokální zátěži byl použit posilovací kroužek, který zatěžuje svaly předloktí a ruky. Posilovací kroužek musel každý měřený zmáčknout 10krát levou rukou, a poté se opět nechal změřit dopplerovským přístrojem. Měřič krevního tlaku využit znova nebyl. Během měření lokální zátěže nebyli přítomni všichni probandi, proto jsou data získána jen u některých jedinců.

### **3.2 Metodika měření vlivu chladové zátěže na trénované a netréované jedince**

V druhé části bakalářské práce byl zkoumán vliv změny teploty okolí na cévní průtok a tep jedince. Měření se opět zúčastnily 2 skupiny. První skupinu tvořili trénovaní otužilci, kteří se pravidelně věnují otužování více než rok, a druhá skupina byla složena z netréovaných jedinců. V obou skupinách se účastnili pouze muži. Skupinu otužilců tvořilo 9 mužů ve věku 22 až 62 let a skupinu netréovaných 11 mužů ve věku 20 až 25 let.

Všichni zúčastnění byli měřeni nejprve v klidu pomocí dopplerovského měřiče a měřiče tlaku jako v předchozím případě. Poté byli probandi požádáni, aby se ponořili po krk do chladné vody. Ve vodě setrvali nehybně po dobu 3 minut. Skupina otužilců seděla v řece, jejíž teplota činila 8,2°C. Netréovaní měli za úkol vlézt do připravené kádě s vodou, jejíž teplota závisela na teplotě vody v potrubí. V prvních dnech byli měřeni při 16°C, ve třetím dnu 4 probandi byli měřeni při 11°C.

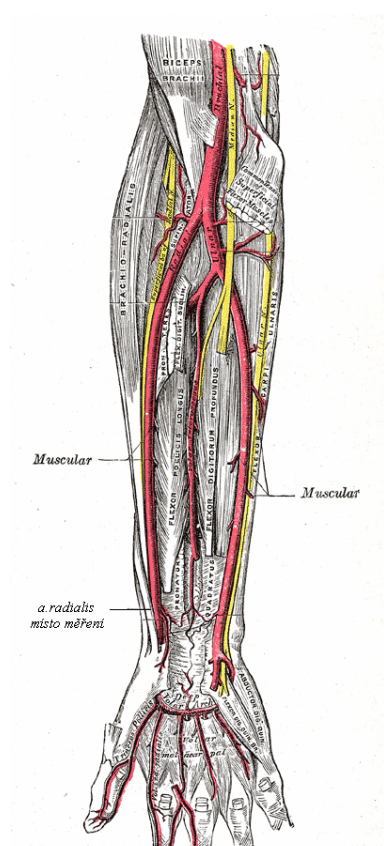
Po 3 minutách strávených ve vodě se probandi usadili na židli a nechali se změřit dopplerovským měřičem HiDop 300 a po nalezení vhodného dopplerovského signálu i měřičem tlaku Rossmax medical Z43. Měření probíhalo vždy odpoledne od 16. hodiny.



Obr. 3.1 Stanovení vlivu změny teploty okolí u netrénovaných probandů

### 3.3 Zpracování výsledků

Získané hodnoty rychlostí průtoků a hodnoty srdečního tepu byly vyhodnoceny pomocí programu Microsoft Excel 2003 a Statistica 9 od firmy StatSoft.



Obr. 3.2 Znárodnění průběhu a. radialis a místa měření dopplerovským přístrojem  
(<http://de.academic.ru/dic.nsf/dewiki/101809>)



Z každého grafu (= z dopplerovské spektrální křivky) bylo vzato 10 po sobě následujících píků, jejichž hodnota rychlosti a čas byly zaznamenány do tabulky. Z jednotlivých rychlostí se stanovil průměr a směrodatná odchylka:

$$s = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

V klidu		Po zátěži		V klidu		Zátěž na ruce	
t [s]	v [cm/s]	t [s]	v [cm/s]	t [s]	v [cm/s]	t [s]	v [cm/s]
0,32	21,85	0,57	16,00	0,20	14,18	0,78	22,28
1,57	19,68	1,11	28,13	1,42	21,56	1,84	27,49
2,76	19,97	1,76	21,50	2,66	20,55	2,90	20,26
3,95	19,39	2,41	21,82	3,91	27,21	3,95	18,37
5,05	19,53	3,03	21,50	5,13	22,57	5,19	22,43
6,23	21,85	3,56	22,47	6,45	26,48	6,45	19,82
7,42	13,31	4,15	24,57	7,65	25,90	7,65	21,99
8,53	16,35	4,78	26,03	8,94	17,22	8,90	28,94
9,75	16,35	5,33	20,37	10,08	21,99	10,18	28,51
10,82	13,74	5,88	27,00	11,28	31,98	11,39	26,20
Průměr:	18,20		22,94		22,96		23,34
Odch. :	0,65		0,76		1,09		0,88
Tep:	51		117	Tep:	48		47
PI:	13,34		7,94	PI:	13,82		4,43
RI:	1,15		1,29	RI:	1,22		0,98
SD:	-6,59		-3,44	SD:	-4,60		53,09

Tab. 3.1 Příklad vyhodnocení středních rychlostí [cm/s] a časů [s] 10 tepových vln v klidu a po celkové zátěži (výběh), v klidu a po lokální zátěži (posilování) u sportovce. Vypočítané průměry rychlostí a směrodatné odchylky (odch.) v klidu a po zátěži. Indexy vyhodnocené dopplerovským přístrojem: RI – odporový index, PI – pulzační index, SD – poměr systola/diastola.

Průměrná rychlost průtoku, směrodatná odchylka a tepová frekvence byly statisticky zpracovány Studentovým t-testem. Pro stanovení rozdílu mezi klidovou hodnotou a hodnotou po působení jakékoliv zátěže byl použit párový t-test a ke stanovení závislosti byl použit dvouvýběrový t-test. F-testem se zkoumala rovnost rozptylů. Podle výsledku F-testu se rozhodlo, zda bude využit dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů nebo t-test s nerovností rozptylů.

Pro nulovou hypotézu  $H_0$  platí, že pravděpodobnost  $p$  je vždy větší než 0,05. V opačném případě ( $p < 0,05$ ) přijímáme alternativní hypotézu  $H_A$  a výsledky jsou zvýrazněny červenou barvou v tabulce. Testoval se vliv trénovanosti, zátěže a změny teploty okolí na oběhové změny.

#### **Studentův t-test:**

$H_0: A = B, p > 0,05$

$H_A: A \neq B, p < 0,05$

$p \sim P(T \leq t) (1) =$  jednostranný t-test, platí  $H_0: A \leq B$

$p \sim P(T \leq t) (2) =$  dvoustranný t-test, platí  $H_0: A = B$

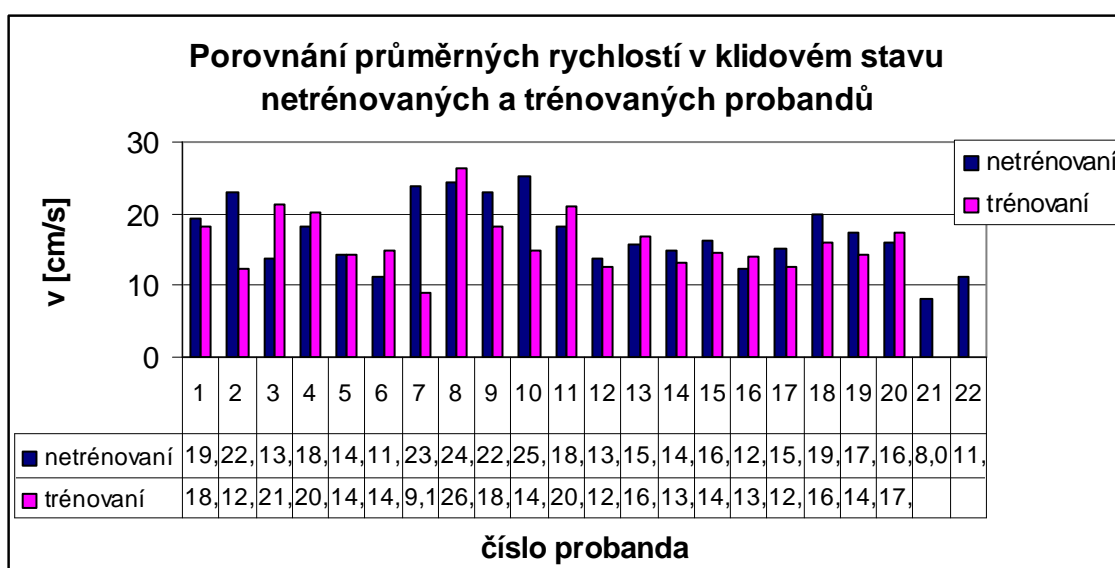
$\alpha = 0,05$  (statistická chyba 1.druhu)

## **4. Výsledky**

### **4.1 Fyzická zátěž**

#### **4.1.1 Porovnání klidových hodnot**

Cévní průtok v klidovém stavu není závislý na trénovanosti probanda. Statisticky se neprokázal vliv trénovanosti na průměrné rychlosti toku (tab.4.1) ani na směrodatné odchylce rychlosti (tab.4.2). Obě skupiny mají velmi blízké hodnoty průměrů (stř. hodnoty) z těchto parametrů. Oproti tomu klidová srdeční frekvence je celkově vyšší u netrénovaných jedinců, jak znázorňuje výsledek jednostranného t-testu v tabulce 4.3. Zde byla přijata alternativní hypotéza, která říká: „Velikost srdeční frekvence v klidovém stavu závisí na trénovanosti člověka.“

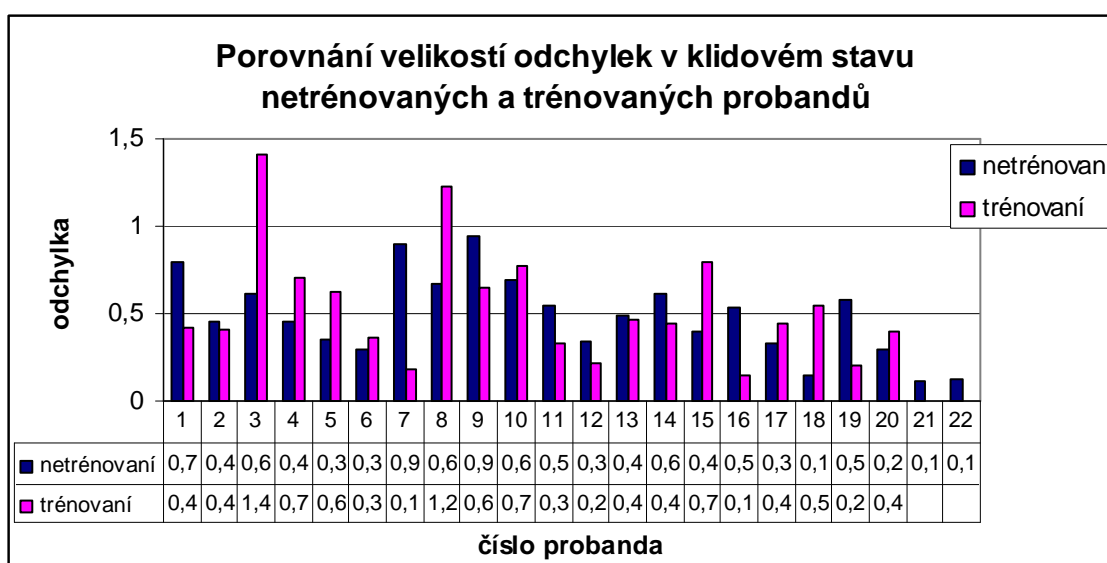


Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	<i>netrénovaní</i>	<i>trénovaní</i>
Stř. hodnota	17,05	16,11
Rozptyl	21,98	15,51
Pozorování	22	20
Společný rozptyl	18,91	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	40	
t stat	0,70	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,244</b>	
t krit (1)	1,68	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,488</b>	
t krit (2)	2,02	

*Graf 4.1, Tab. 4.1*

*Velikosti průměrných rychlostí v klidovém stavu netrénovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu průměrné rychlosti. Rychlost uvedena v [cm/s], rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky, P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.*



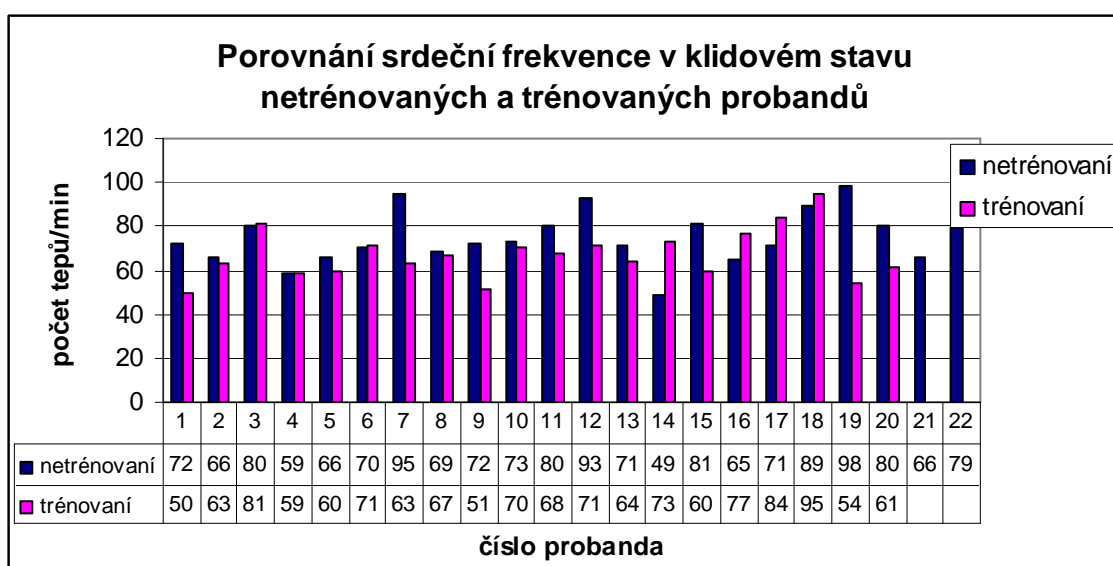
Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	<i>trénování</i>	<i>netréování</i>
Stř. hodnota	0,54	0,49
Rozptyl	0,11	0,05
Pozorování	20	22
Společný rozptyl	0,08	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	40	
t stat	0,60	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,277</b>	
t krit (1)	1,68	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,553</b>	
t krit (2)	2,02	

Graf 4.2, Tab. 4.2

*Velikosti odchylek rychlostí [cm/s] v klidovém stavu netréovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu odchylky. Odchylka představuje nepravidelnost srdeční činnosti.*

*Rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky, P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.*



Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	<i>netrénování</i>	<i>trénování</i>
Stř. hodnota	74,73	67,10
Rozptyl	141,16	126,31
Pozorování	22	20
Společný rozptyl	134,10	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	40	
t stat	2,13	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,020</b>	
t krit (1)	1,68	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,039</b>	
t krit (2)	2,02	

*Graf 4.3, Tab. 4.3*

*Velikosti srdečního tepu v klidovém stavu netrénovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu srdeční frekvence.*

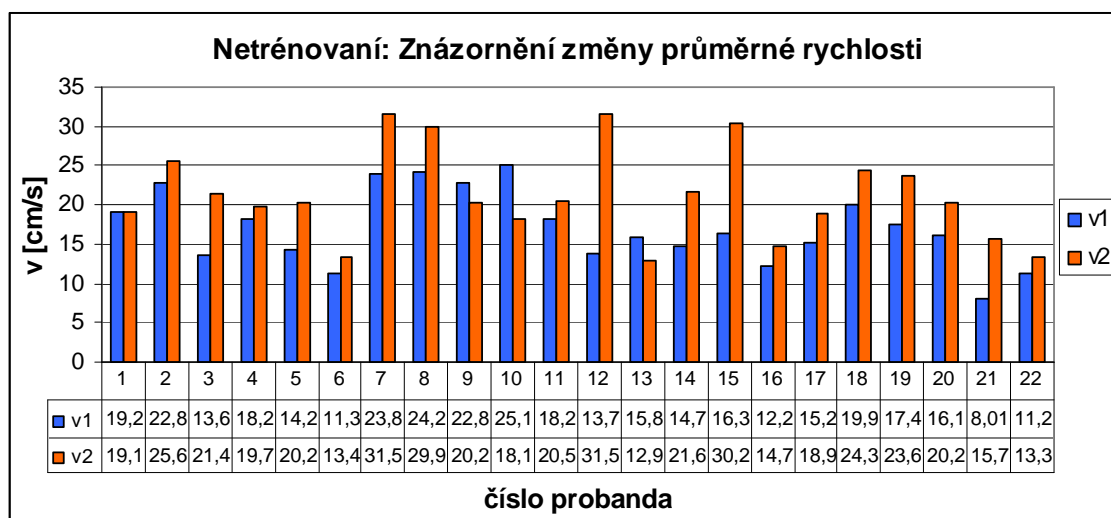
*Rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky, P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.*

## 4.1.2 Vliv zátěže

### 4.1.2.1 Celková zátěž

Působením celkové zátěže dochází ke zvýšení všech naměřených parametrů v obou skupinách. Statisticky se prokázala reakce organismu na zátěž v oblasti rychlosti toku (tab.4.4 a tab.4.5), u směrodatné odchylky (tab.4.6 a tab.4.7) a u srdeční frekvence (tab.4.8 a tab.4.9).

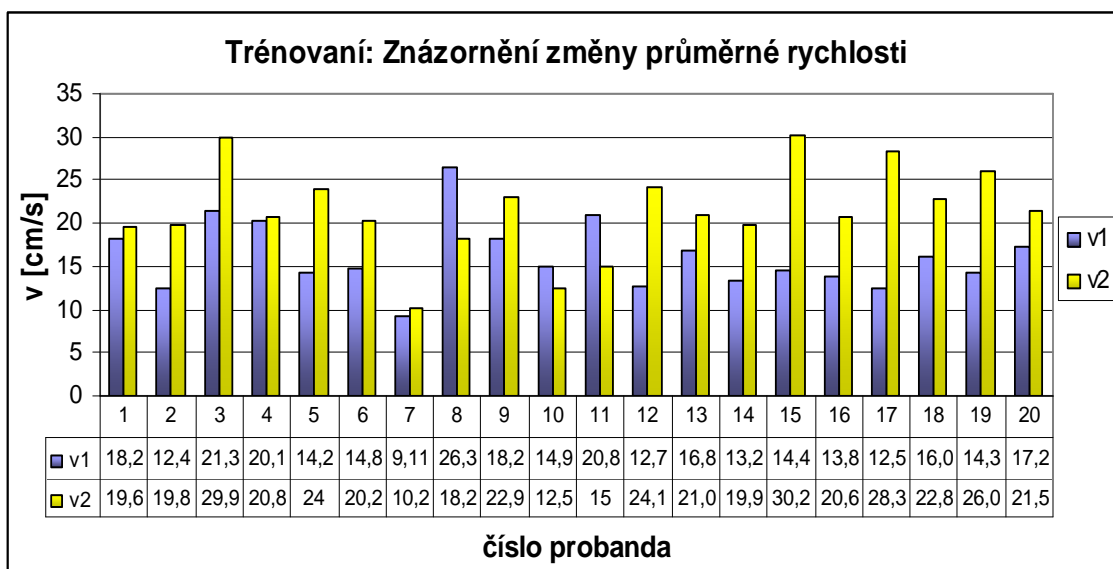
U všech uvedených statistických tabulek byla přijata alternativní hypotéza, podle níž hodnota měřeného parametru závisí na zátěži. Z průměrných hodnot veličin lze stanovit, že po působení fyzického podnětu dojde k jejich zvýšení ( $v_2 > v_1$ ,  $odch_2 > odch_1$ ,  $tep_2 > tep_1$ ).



Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v1	17,05	4,69								
v2	21,25	5,75	22	-4,21	5,33	-3,70	21	0,001	-6,571	-1,841

Graf 4.4, Tab. 4.4

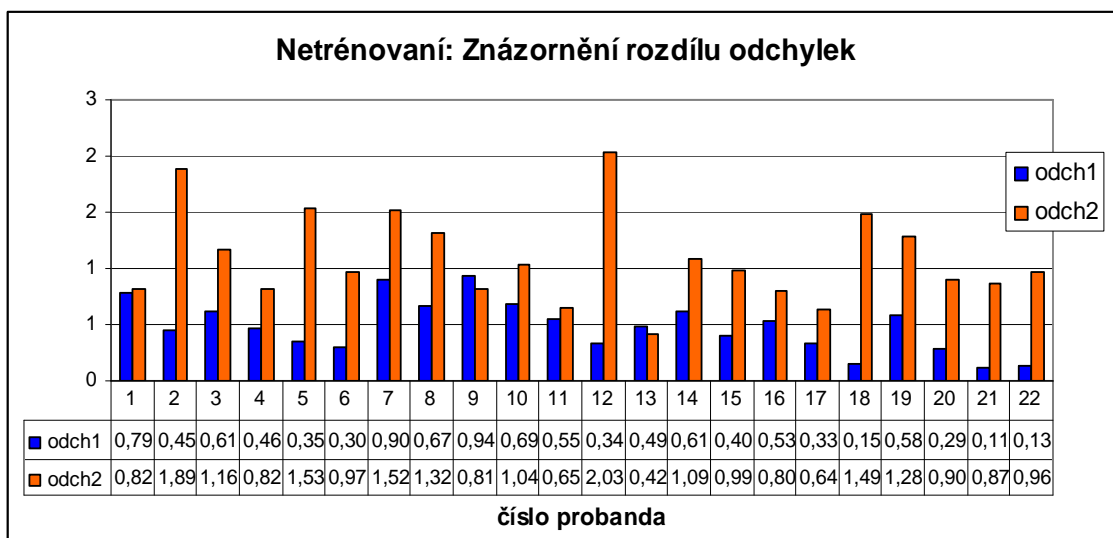
Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení celkové zátěže u skupiny netrénovaných a její statistické zpracování.  $v_1$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_2$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



Proměnná	t-test pro závislé vzorky									
	Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v1	16,11	3,94								
v2	21,40	5,16	20	-5,29	6,35	-3,73	19	0,001	-8,262	-2,319

Graf 4.5, Tab. 4.5

Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení celkové zátěže u skupiny trénovaných a její statistické zpracování.  $v_1$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_2$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

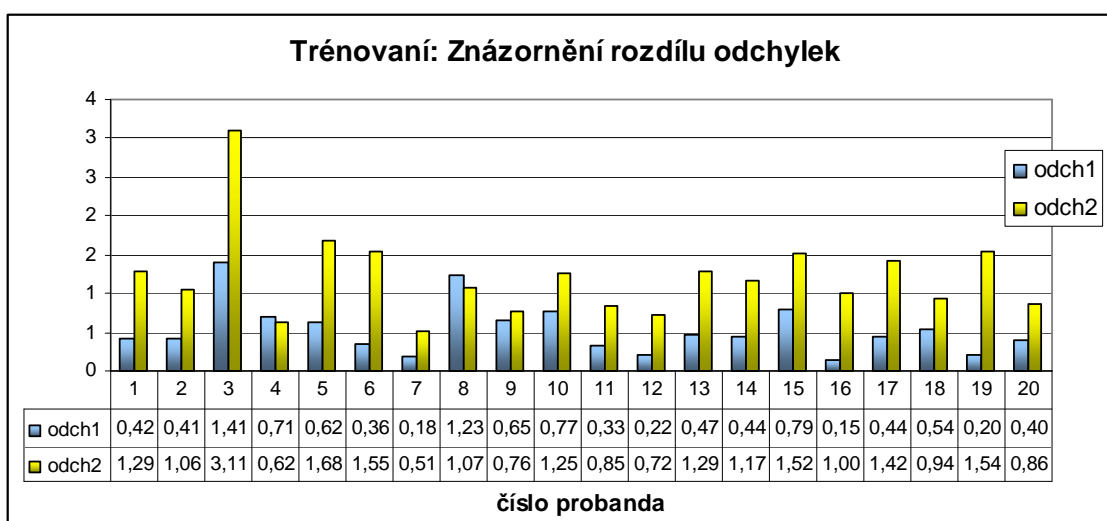


Proměnná	t-test pro závislé vzorky									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch1	0,49	0,23								
odch2	1,09	0,40	22	-0,61	0,48	-5,97	21	6,34E-06	-0,817	-0,395

Graf 4.6, Tab. 4.6

Změna velikosti směrodatné odchylky po celkové zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchylky odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $Odch_1$  [cm/s] je velikost směrodatné odchylky v klidovém stavu a  $odch_2$  [cm/s] velikost směrodatné odchylky po celkové zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.





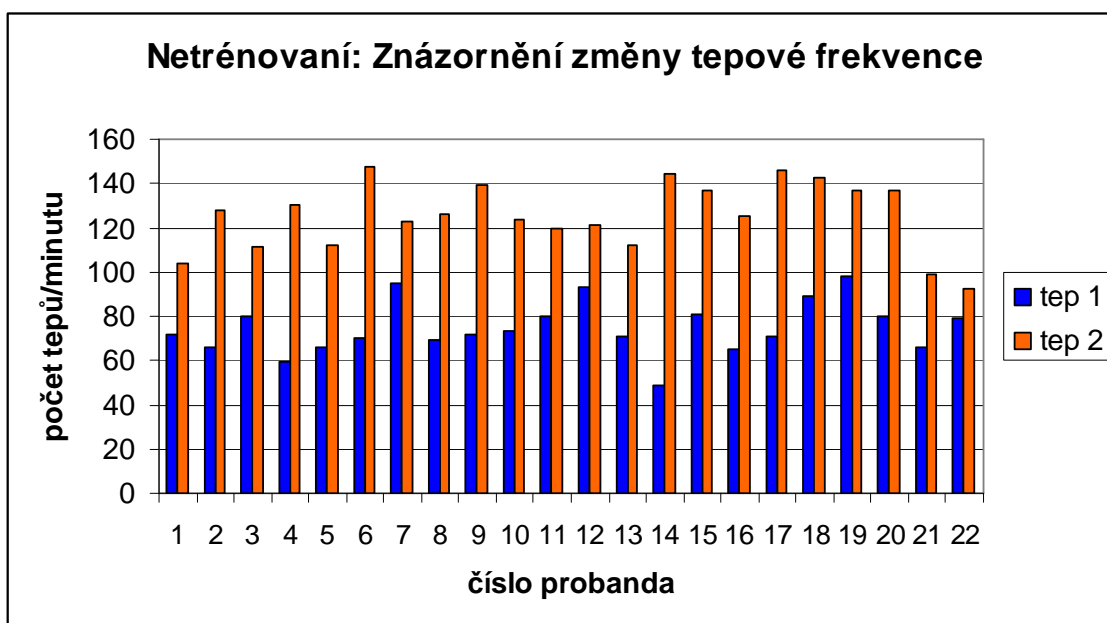
Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch1	0,54	0,33								
odch2	1,21	0,56	20	-0,67	0,46	-6,54	19	2,91E-06	-0,889	-0,458

Graf 4.7, Tab. 4.7

Změna velikosti směrodatné odchyly po celkové zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchyly odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $odch_1$  [cm/s] je velikost směrodatné odchyly v klidovém stavu a  $odch_2$  [cm/s] velikost směrodatné odchyly po celkové zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

Statisticky prokázaná hypotéza platí pouze s 95% pravděpodobností, což znamená, že někteří jedinci mohou vykazovat opačnou reakci na celkovou zátěž. U skupiny netréovaných reagovali 4 probandi z 22 snížením průměrné rychlosti toku (graf 4.4) a u skupiny trénovaných 3 probandi z 20 (graf 4.5). Snížení odchyly rychlosti nastalo u 2 nesportovců z 22 (graf 4.6) a u 2 sportovců z 20 (graf 4.7).

Srdeční frekvence se vlivem celkové fyzické zátěže zvýšila u všech probandů netréovaných i trénovaných (graf 4.8 a 4.9).

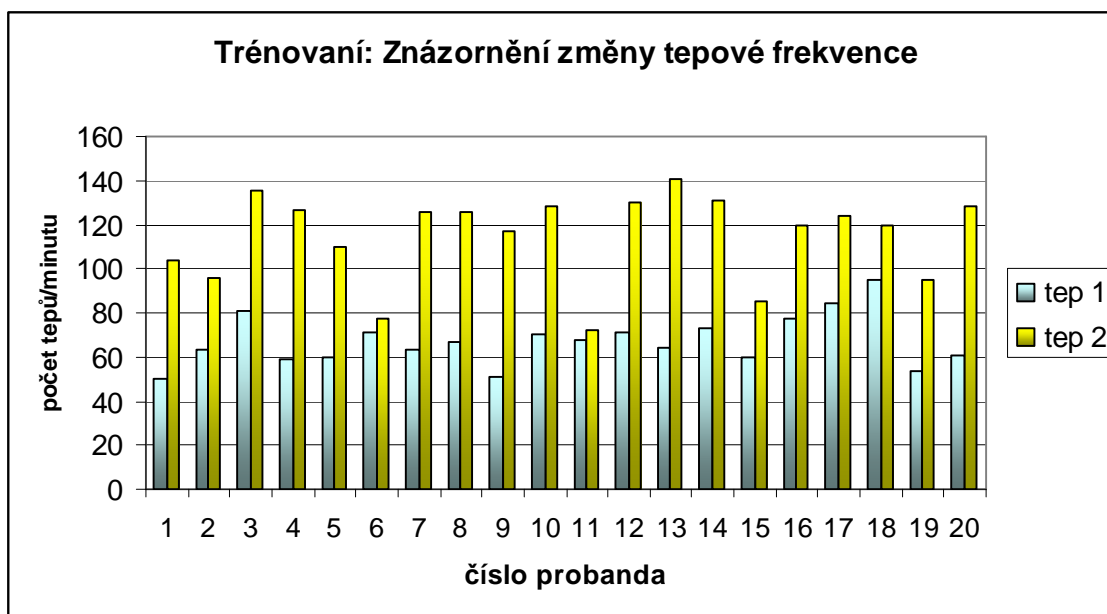


t-test pro závislé vzorky										
Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$										
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
tep 1	74,73	11,88								
tep2	125,36	15,59	22	-50,64	19,74	-12,03	21	6,91E-11	-59,386	-41,886

Graf 4.8, Tab. 4.8

Změna tepové frekvence po celkové zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $Tep_1$  je tep v klidovém stavu a  $tep_2$  odpovídá tepu po celkové zátěži.

Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



		t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$								
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
tep 1	67,10	11,24								
tep 2	114,60	19,88	20	-47,50	20,24	-10,49	19	2,41E-09	-56,974	-38,026

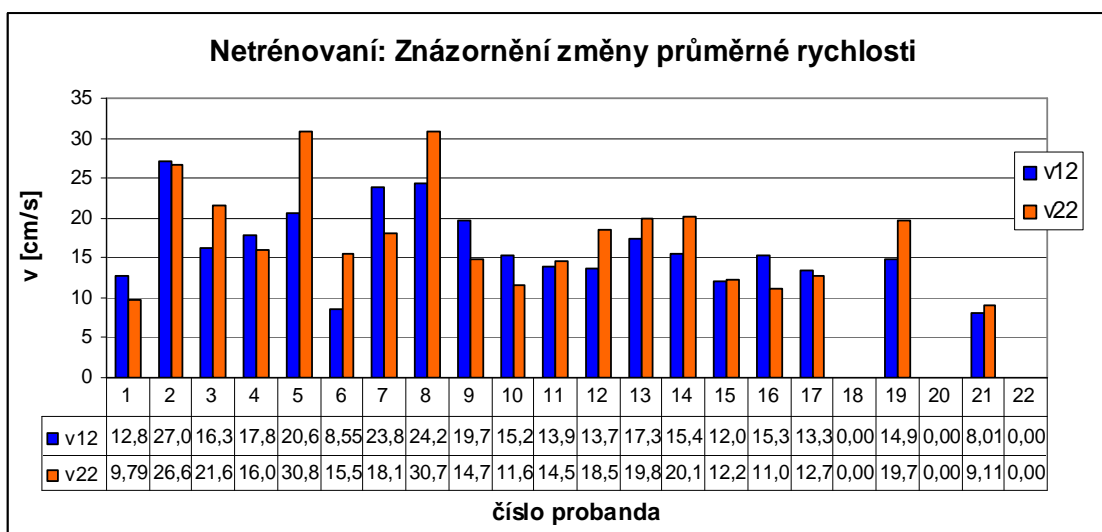
Graf 4.9, Tab. 4.9

Změna tepové frekvence po celkové zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $Tep_1$  je tep v klidovém stavu a  $tep_2$  odpovídá tepu po celkové zátěži.

Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

#### 4.1.2.2 Lokální zátěž

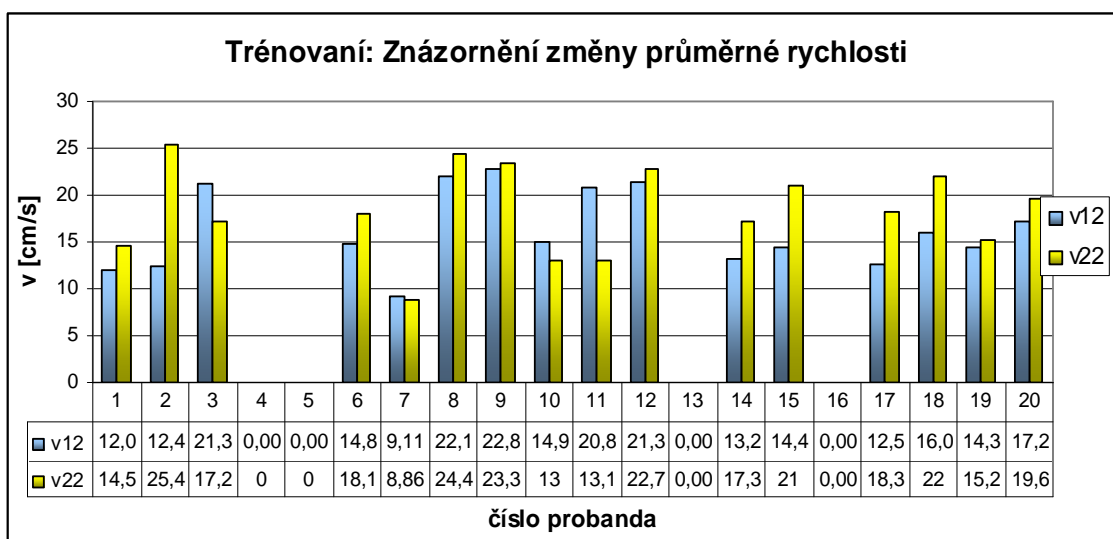
Po posilovacím zátěžovém testu nedošlo ke statisticky významné změně ani u jednoho zkoumaného parametru. Ve statistických tabulkách 4.10, 4.12 a 4.14 pro netréované probandy a v tabulkách 4.11, 4.13 a 4.15 pro trénované probandy byla přijata nulová hypotéza, tj. hodnota měřeného parametru nezávisí na působení lokální zátěže.



Proměnná	t-test pro závislé vzorky									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílů	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v12	16,35	5,03								
v22	17,56	6,46	19	-1,21	4,56	-1,15	18	0,263	-3,402	0,989

Graf 4.10, Tab. 4.10

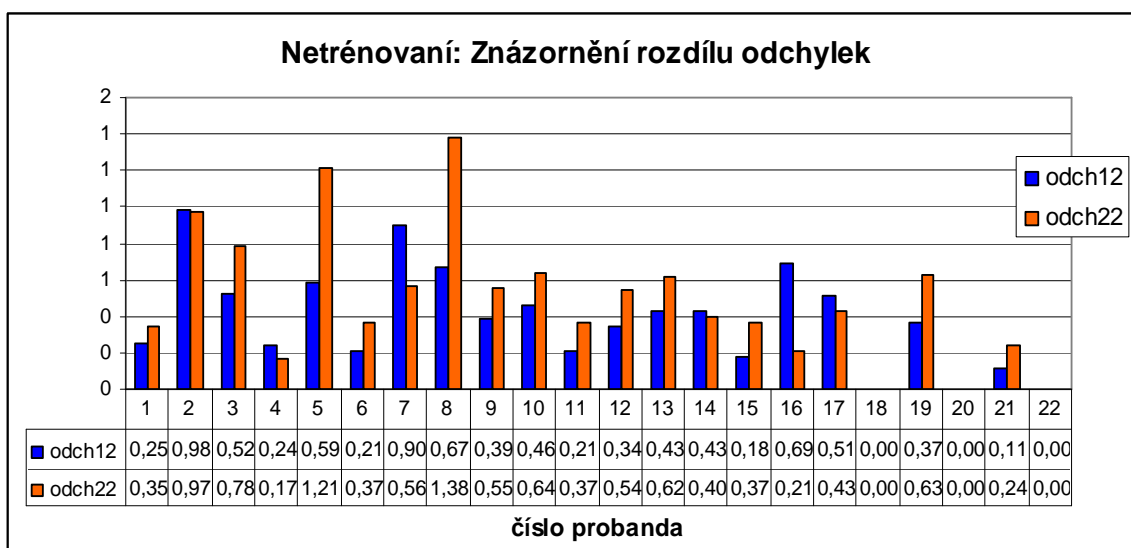
Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení lokální zátěže u skupiny netrénovaných a její statistické zpracování.  $v_{12}$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_{22}$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



		t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$								
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v12	16,24	4,23								
v22	18,37	4,66	16	-2,14	4,73	-1,81	15	0,091	-4,657	0,384

*Graf 4.11, Tab. 4.11*

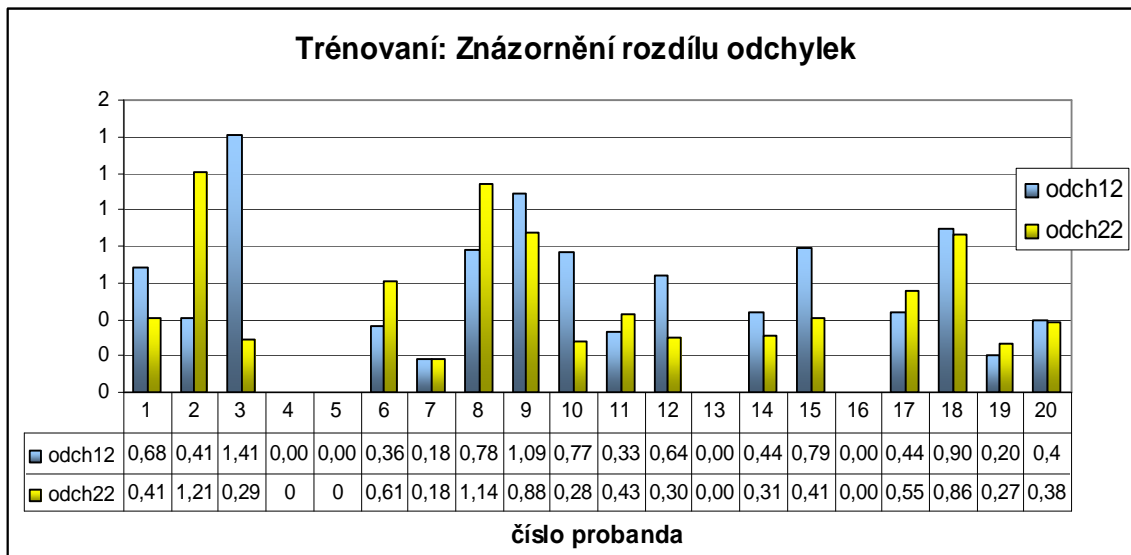
*Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení lokální zátěže u skupiny trénovaných a její statistické zpracování.  $v_{12}$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_{22}$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.*



t-test pro závislé vzorky										
Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$										
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch12	0,45	0,24								
odch22	0,57	0,32	19	-0,12	0,27	-1,94	18	0,069	-0,254	0,010

*Graf 4.12, Tab. 4.12*

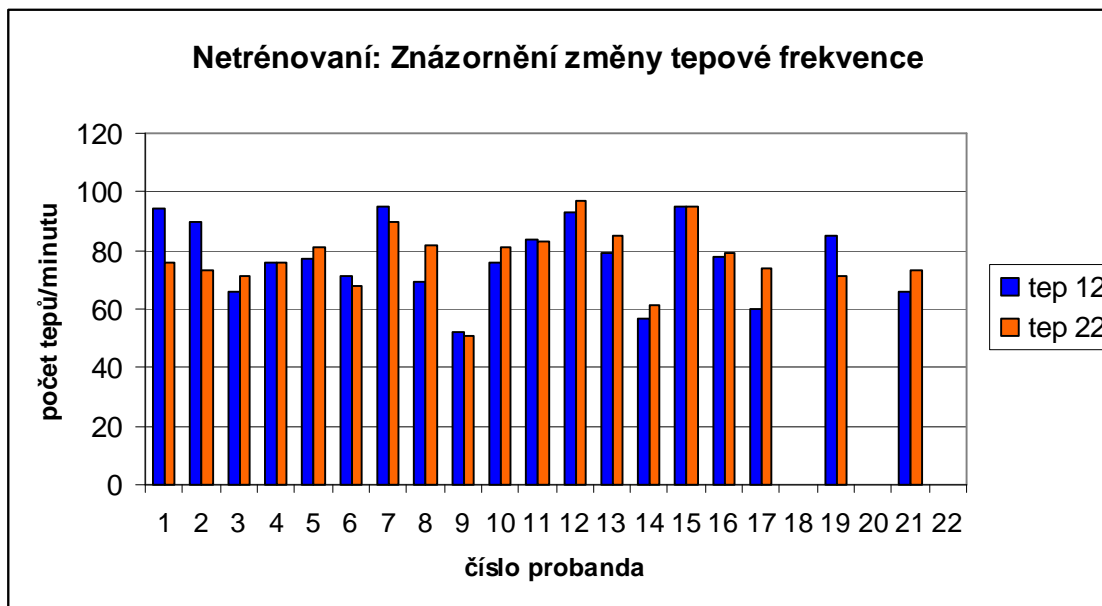
*Změna velikosti směrodatné odchyly po lokální zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchyly odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $Odch_{12}$  [cm/s] je velikost směrodatné odchyly v klidovém stavu a  $odch_{22}$ [cm/s] velikost směrodatné odchyly po lokální zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.*



		t-test pro závislé vzorky								
		Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$								
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch12	0,61	0,33								
odch22	0,53	0,32	16	0,08	0,42	0,78	15	0,447	-0,142	0,306

Graf 4.13, Tab. 4.13

Změna velikosti směrodatné odchylky po lokální zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchylky odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $Odch_{12}$  [cm/s] je velikost směrodatné odchylky v klidovém stavu a  $odch_{22}$  [cm/s] velikost směrodatné odchylky po lokální zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



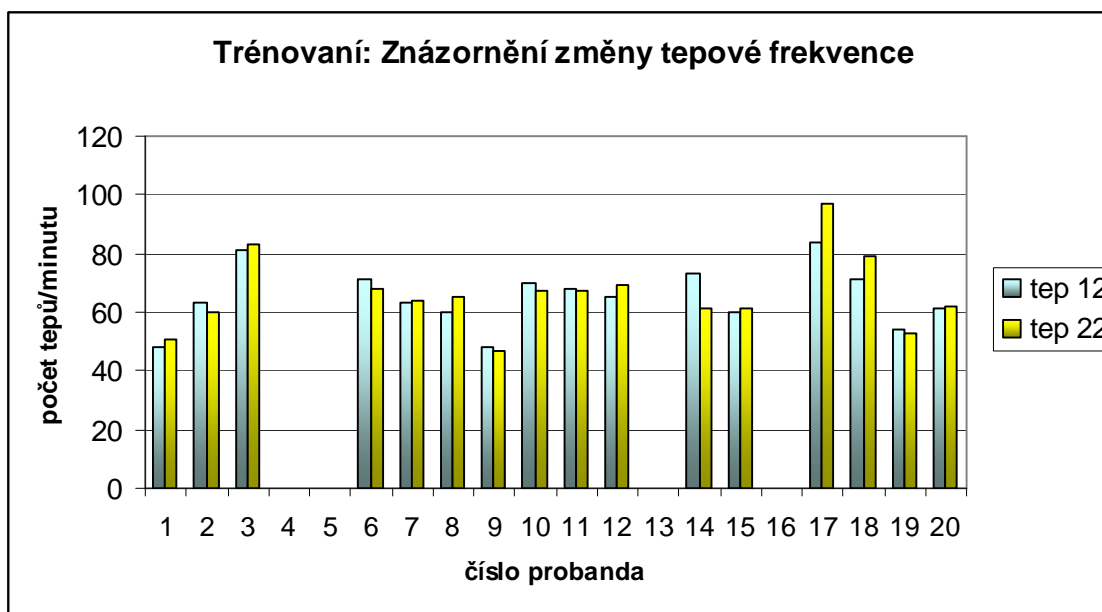
Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
tep 12	77,00	13,20								
tep 22	77,21	11,01	19	-0,21	8,80	-0,10	18	0,918	-4,451	4,030

Graf 4.14, Tab. 4.14

Změna tepové frekvence po lokální zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $Tep_{12}$  je tep v klidovém stavu a  $tep_{22}$  odpovídá tepu po lokální zátěži.

Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.





t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$										
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
tep 12	65,00	10,20								
tep 22	65,88	12,37	16	-0,88	5,49	-0,64	15	0,533	-3,799	2,049

Graf 4.15, Tab. 4.15

Změna tepové frekvence po lokální zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $Tep_{12}$  je tep v klidovém stavu a  $tep_{22}$  odpovídá tepu po lokální zátěži.

Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

#### 4.1.2.3 Porovnání celkové a lokální zátěže

Jestliže se krevní průtok a srdeční frekvence statisticky mění při celkovém zatížení a nemění se při lokálním zatížení, potom jejich hodnoty musí záviset na druhu zátěže. V tabulkách 4.16 a 4.17 se prokazovala závislost na druhu zátěže. Tab. 4.16 pro skupinu netréovaných se liší od tab. 4.17 pro skupinu trénovaných pouze v přijetí alternativní hypotézy u jednostranného t-testu pro změnu průměrné rychlosti, která je vyšší při celkové zátěži. U dvoustranného t-testu a u obou testů pro trénovanou skupinu

se závislost změny průměrné rychlosti na typu zátěže neprokázala, ale prokázala se na změně směrodatné odchylky rychlosti a na tepové frekvenci.

Zbylé 2 veličiny (směrodatná odchylka a tepová frekvence) jsou statisticky vyšší po celkové zátěži.

$H_0$ : Změny nezávisí na druhu zátěže ( $A = B$ )

$H_A$ : Změny závisí na druhu zátěže ( $A \neq B$ )

### Netrénovaní

	Změna průměrné rychlosti [cm/s]		Změna odchylky		Změna tepové frekvence	
	<i>Celková x Lokální</i>		<i>Celková x Lokální</i>		<i>Celková x Lokální</i>	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,031</b>	$H_A$	<b>1,37E-04</b>	$H_A$	<b>3,65E-12</b>	$H_A$
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,062</b>	$H_0$	<b>2,75E-04</b>	$H_A$	<b>7,30E-12</b>	$H_A$

Tab. 4.16

Statistického stanovení závislosti změn všech zkoumaných parametrů na druhu zátěže u netrénovaných probandů. Změnou se rozumí rozdíl mezi klidovou hodnotou a hodnotou po zátěži.  $P(T<=t)$  (1) pravděpodobnost jednostranného testu,  $P(T<=t)$  (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.

### Trénování

	Změna průměrné rychlosti [cm/s]		Změna odchylky		Změna tepové frekvence	
	<i>Celková x Lokální</i>		<i>Celková x Lokální</i>		<i>Celková x Lokální</i>	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,054</b>	$H_0$	<b>6,69E-06</b>	$H_A$	<b>7,82E-10</b>	$H_A$
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,108</b>	$H_0$	<b>1,34E-05</b>	$H_A$	<b>1,56E-09</b>	$H_A$

Tab. 4.17

Statistického stanovení závislosti změn všech zkoumaných parametrů na druhu zátěže u trénovaných probandů. Změnou se rozumí rozdíl mezi klidovou hodnotou a hodnotou po zátěži.  $P(T<=t)$  (1) pravděpodobnost jednostranného testu,  $P(T<=t)$  (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.

### 4.1.3 Vliv trénovanosti probandů

Rozdíl mezi trénovanými a netrénovanými jedinci spočívá v rychlosti návratu tepové frekvence do původní hodnoty. Rozdíl mezi klidovou frekvencí a frekvencí ve 2. minutě po zátěži je větší u netrénovaných jedinců, jak znázorňuje výsledek statistického šetření tab. 4.18. Při stanovení závislosti trénovanosti na krevní průtok byla získána nulová hypotéza, tj. nulový vliv trénovanosti na krevní průtok (rychlost toku a směrodatnou odchylku rychlosti).

$H_0$ : Velikost změn nezávisí na trénovanosti probandů

$H_A$ : Velikost změn závisí na trénovanosti probandů

	Změna průměrné rychlosti [cm/s]		Změna odchylky		Změna tepové frekvence	
	<i>Trénovaní x</i> <i>Netrénovaní</i>		<i>Netrénovaní x</i> <i>Trénovaní</i>		<i>Netrénovaní x</i> <i>Trénovaní</i>	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,276</b>	$H_0$	<b>0,322</b>	$H_0$	<b>2,00E-05</b>	$H_A$
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,551</b>	$H_0$	<b>0,643</b>	$H_0$	<b>4,01E-05</b>	$H_A$

Tab. 4.18

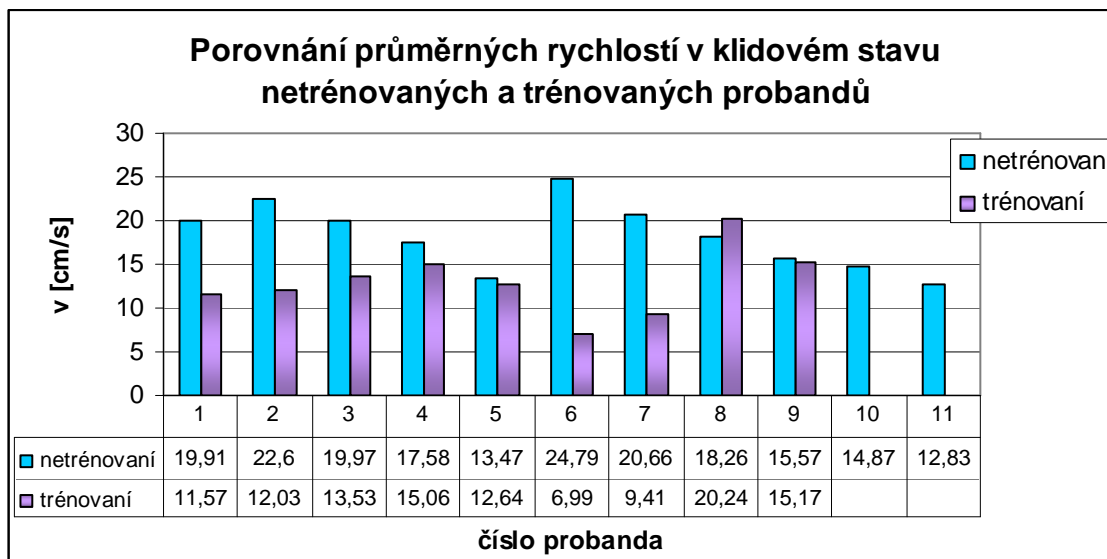
Statistického stanovení závislosti změn všech zkoumaných parametrů na trénovanosti. Změnou se rozumí rozdíl mezi klidovou hodnotou a hodnotou po zátěži. Změna frekvence je rozdíl mezi klidovou frekvencí a frekvencí ve 2. minutě po zátěži.  $P(T<=t)$  (1) pravděpodobnost jednostranného testu,  $P(T<=t)$  (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.

## 4.2 Chladová zátěž

### 4.2.1 Porovnání klidových hodnot

Během statistického stanovení vlivu otužování na klidové hodnoty krevního oběhu, se ukázala závislost průměrné rychlosti toku na trénovanosti probanda (tab.4.19). Jednostranným t-testem byla přijata alternativní hypotéza, podle které je rychlost průtoku vyšší u netrénovaných jedinců. Vyšší hodnotu vykazovali netrénovaní probandi také u klidové srdeční frekvence, kde výsledkem statistického testování bylo opět přijetí alternativní hypotézy (tab.4.21). Pouze směrodatná odchylka rychlosti

nevykázala statisticky významný rozdíl mezi trénovanou a netrénovanou skupinou (tab.4.20). Statisticky získané výsledky platí s 95% pravděpodobností.

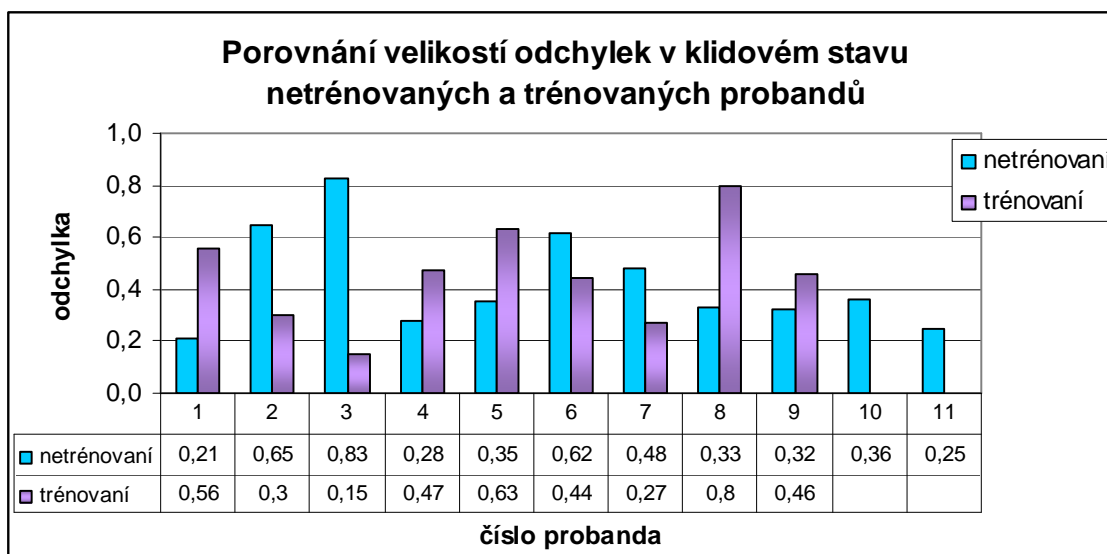


Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	netrénování	trénování
Stř. hodnota	18,23	12,96
Rozptyl	14,45	14,22
Pozorování	11	9
Společný rozptyl	14,35	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18	
t stat	3,09	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,003</b>	
t krit (1)	1,73	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,006</b>	
t krit (2)	2,10	

Graf 4.16, Tab. 4.19

Velikosti průměrných rychlostí v klidovém stavu netrénovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu průměrné rychlosti. Rychlost uvedena v [cm/s], rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky,  $P(T \leq t)$  (1) pravděpodobnost jednostranného testu,  $P(T \leq t)$  (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.



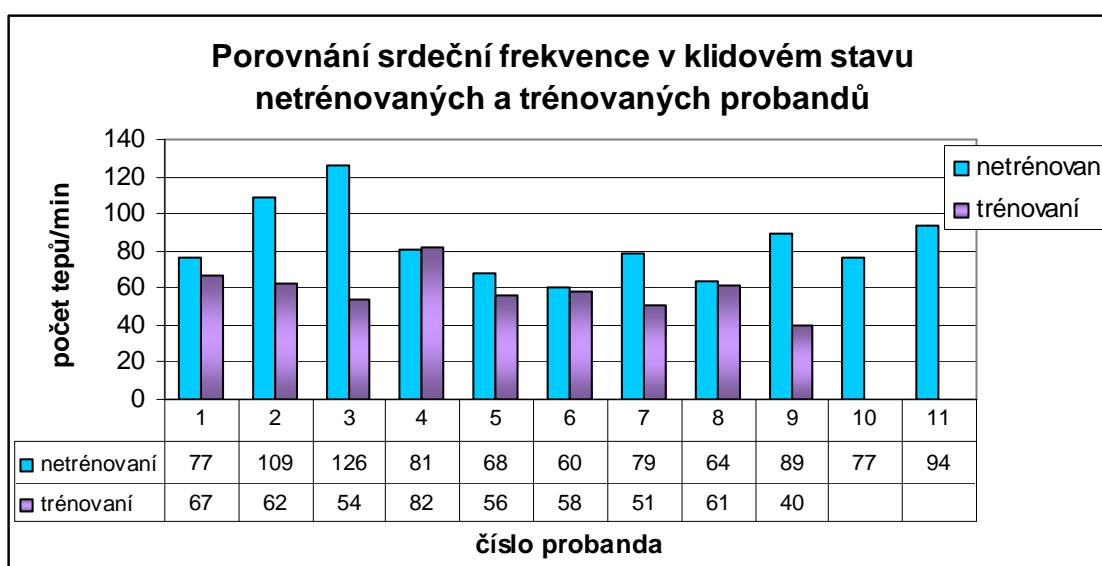
Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	<i>trénování</i>	<i>netrénování</i>
Stř. hodnota	0,45	0,43
Rozptyl	0,04	0,04
Pozorování	9	11
Společný rozptyl	0,04	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18	
t stat	0,32	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,378</b>	
t krit (1)	1,73	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,756</b>	
t krit (2)	2,10	

Graf 4.17, Tab. 4.20

Velikosti odchylek rychlostí [cm/s] v klidovém stavu netrénovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu odchylky. Odchylka představuje nepravidelnost srdeční činnosti.

Rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky, P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.



Dvouvýběrový t-test s rovností rozptylů

	<i>netrénovaní</i>	<i>trénovaní</i>
Stř. hodnota	84	59
Rozptyl	387,80	133,25
Pozorování	11	9
Společný rozptyl	274,67	
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	18	
t stat	3,36	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,002</b>	
t krit (1)	1,73	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,004</b>	
t krit (2)	2,10	

*Graf 4.18, Tab. 4.21*

*Hodnoty srdečního tepu v klidovém stavu netrénovaných a trénovaných probandů a statistické zpracování vlivu trénovanosti na klidovou hodnotu srdeční frekvence.*

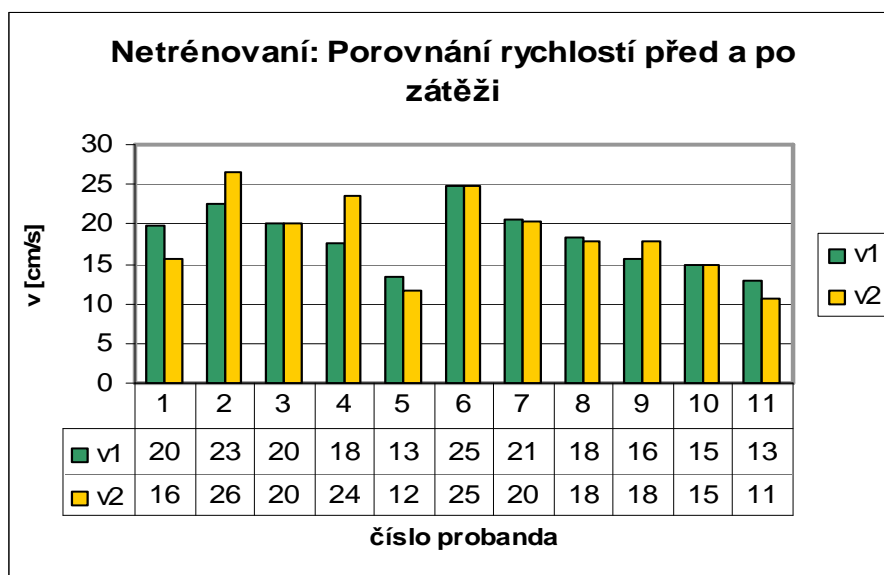
*Rozdíl – stupně volnosti, t stat – hodnota testové statistiky, P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.*

#### 4.2.2 Vliv změny teploty okolí

Výsledek t-testu neukázal změnu rychlosti průtoku po působení chladového podnětu ani u jedné měřené skupiny (tab.4.22, tab.4.23). Ačkoli podle grafu 4.19 se průměrná rychlost toku u 4 netrénovaných probandů zvýšila, u 6 probandů snížila a u 1 zůstala hodnota průměrné rychlosti nezměněna. Ve skupině trénovaných reagovalo 6 otužilců zvýšením rychlosti toku a 3 probandi snížením (graf 4.20).

Vliv změny teploty okolí se statisticky projevil pouze u netrénované skupiny na změně směrodatné odchylky rychlosti a na změně tepové frekvence. Odchylka po zátěži vzrostla, což je patrné i na velikostech průměrů v tabulce 4.24. Oproti tomu průměrná hodnota tepová frekvence se po zátěži snížila (tab.4.26).

Otužilci nevykazují statisticky významné změny směrodatných odchylek rychlostí ani tepových frekvencí. Výsledkem t-testu v tabulkách 4.25 a 4.27 pro trénované jedince je přijetí nulové hypotézy, tj. hodnota měřeného parametru nezávisí na změně teploty okolí.



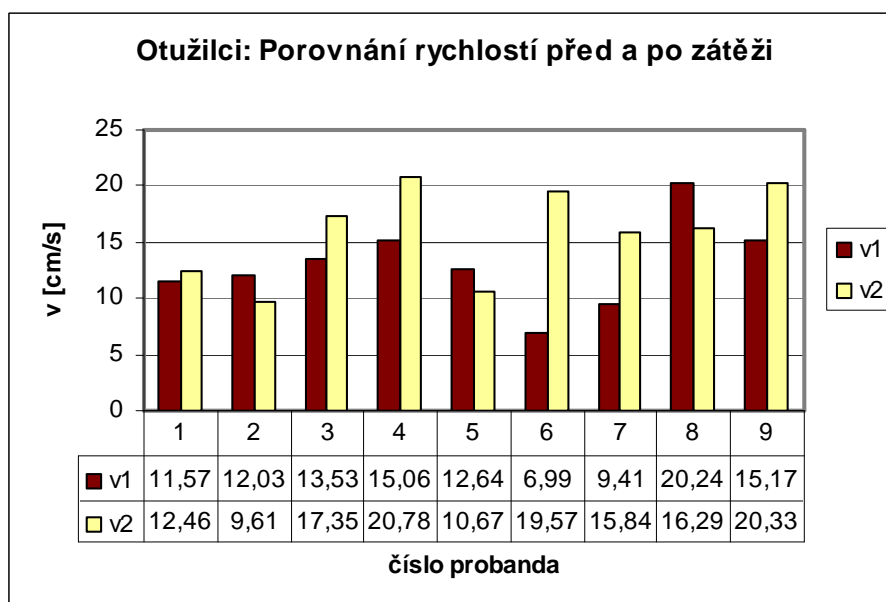
Graf 4.19

*Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení chladové zátěže u skupiny netrénovaných.*

Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v1	18,23	3,80								
v2	18,50	5,16	11	-0,27	2,88	-0,31	10	0,764	-2,205	1,669

Graf 4.19, Tab. 4.22

Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení chladové zátěže u skupiny netréovaných a její statistické zpracování.  $v_1$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_2$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

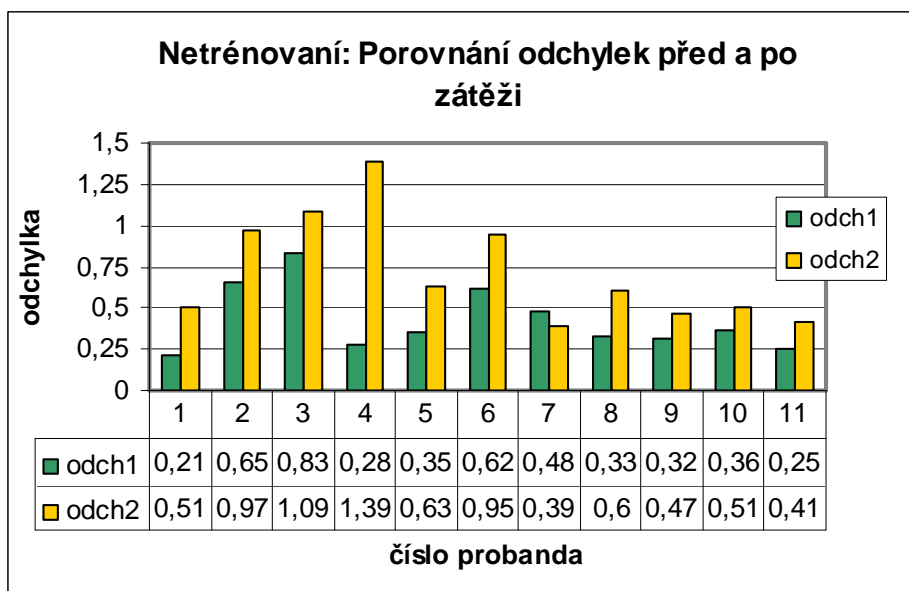


Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
v1	12,96	3,77								
v2	15,88	4,15	9	-2,92	5,28	-1,66	8	0,136	-6,977	1,141

Graf 4.20, Tab. 4.23

Změna hodnoty průměrné rychlosti toku krve v důsledku působení chladové zátěže u skupiny trénovaných a její statistické zpracování.  $v_1$  [cm/s] je průměrná rychlost toku v klidu,  $v_2$  [cm/s] průměrná rychlost bezprostředně po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

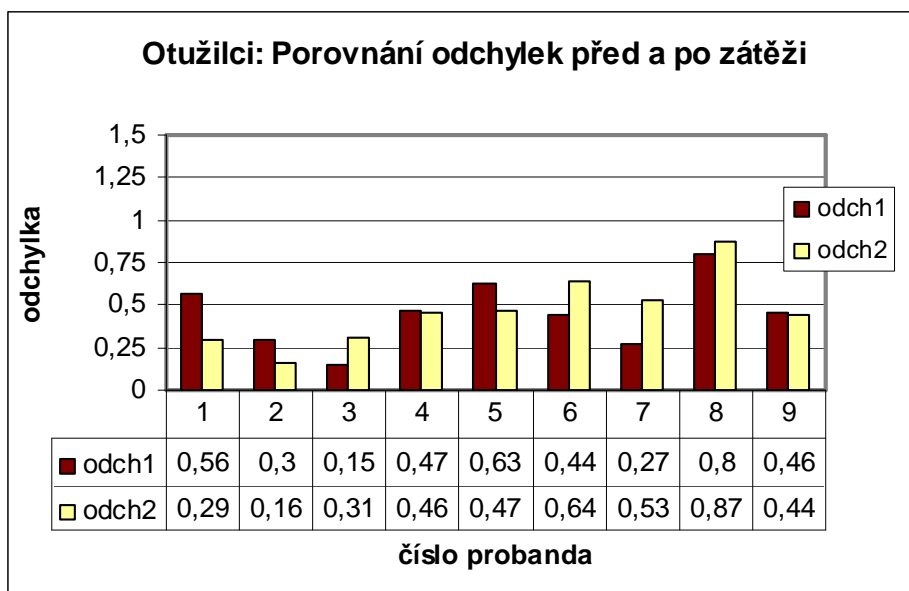




Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch2	0,720000	0,328542								
odch1	0,425455	0,195825	11	0,29	0,30	3,30	10	8,02E-03	0,096	0,493

Graf 4.21, Tab. 4.24

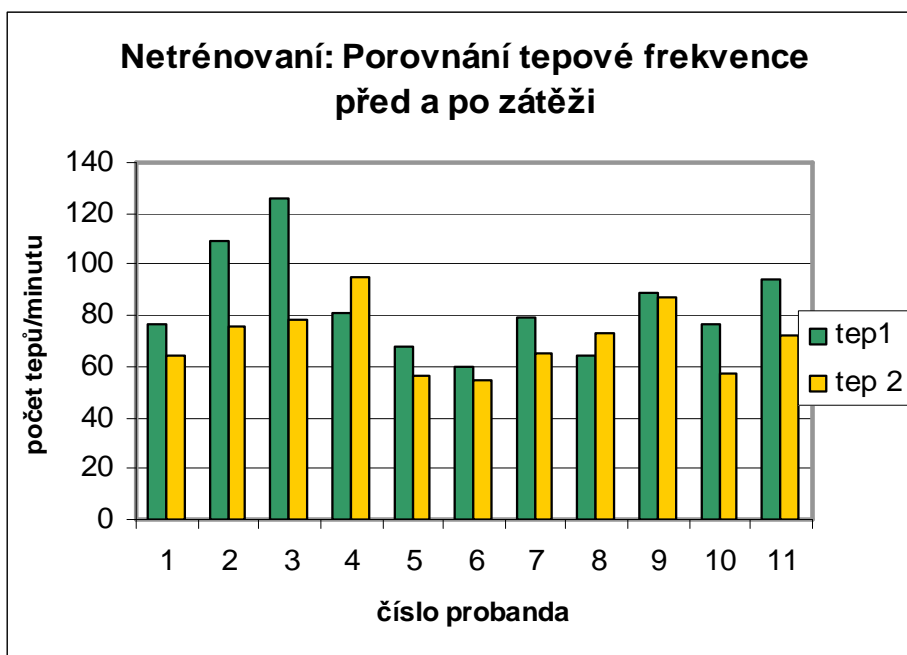
Změna velikosti směrodatné odchyly po chladové zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchyly odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $Odch_1$  [cm/s] je velikost směrodatné odchyly v klidovém stavu a  $odch_2$  [cm/s] velikost směrodatné odchyly po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



t-test pro závislé vzorky										
Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$										
Proměnná	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
odch2	0,46	0,21								
odch1	0,45	0,20	9	0,01	0,18	0,17	8	0,871	-0,127	0,147

Graf 4.22, Tab. 4.25

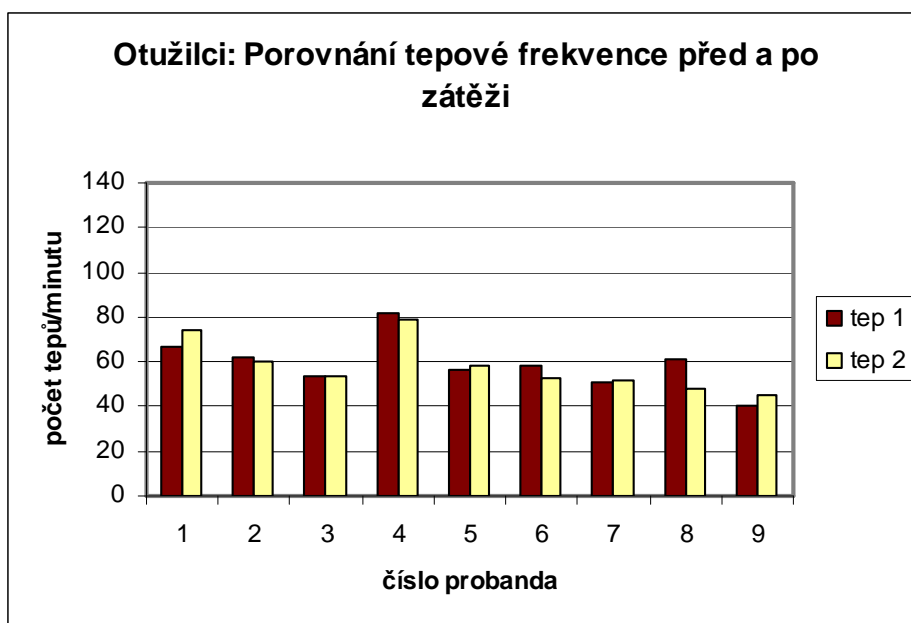
Změna velikosti směrodatné odchylny po chladové zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení. Velikosti odchylny odpovídá nepravidelnost celkové srdeční práce.  $Odch_1$  [cm/s] je velikost směrodatné odchylny v klidovém stavu a  $odch_2$  [cm/s] velikost směrodatné odchylny po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
t1	84,00	19,69								
t2	70,73	12,93	11	13,27	17,76	2,48	10	0,033	1,341	25,204

Graf 4.23, Tab. 4.26

Změna tepové frekvence po chladové zátěži u netrénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $T_1$  je tep v klidovém stavu a  $t_2$  odpovídá tepu po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.



Proměnná	t-test pro závislé vzorky Označ. rozdíly jsou významné na hlad. $p < ,050$									
	Průměr	Sm.odch.	N	Rozdíl	Sm.odch. rozdílu	t	sv	p	Int. spolehl. -95,000%	Int. spolehl. +95,000%
t1	59,00	11,54								
t2	58,11	11,44	9	0,889	5,904	0,452	8	0,664	-3,650	5,427

Graf 4.24, Tab. 4.27

Změna tepové frekvence po chladové zátěži u trénovaného vzorku a její statistické vyhodnocení.  $T_1$  je tep v klidovém stavu a  $t_2$  odpovídá tepu po zátěži. Rozdíl – stupně volnosti,  $N$  – počet probandů,  $t$  – hodnota testové statistiky,  $p$  – pravděpodobnost.

#### 4.2.3 Vliv trénovanosti probandů

Tabulka 4.28 znázorňuje výsledky statistického zjišťování závislosti změn měřených parametrů na trénovanosti. Jelikož byla u zátěžového zpracování získána nulová hypotéza pro změnu rychlosti u obou skupin, tak i zde nedochází k rozdílu těchto veličin. Nulová hypotéza je výsledkem jak jednostranného tak i dvoustranného testování závislosti změny průměrné rychlosti toku na trénovanosti.

Vliv trénovanosti se statisticky prokázal na krevním průtoku přes směrodatnou odchylku a na tepové frekvenci. Netrénovaní probandi mají větší změnu směrodatné odchylky i tepové frekvence, což je znázorněno jednostranným t-testem ( $H_A$ ).

Změnou rozumíme rozdíl mezi klidovou hodnotou měřeného parametru a hodnotou po působení zátěže.

$H_0$ : Velikost změn nezávisí na trénovanosti probandů

$H_A$ : Velikost změn závisí na trénovanosti probandů

	Změna průměrné rychlosti [cm/s]		Změna odchylky		Změna tepové frekvence	
	<i>Trénovaní x</i> <i>Netrénovaní</i>		<i>Netrénovaní x</i> <i>Trénovaní</i>		<i>Netrénovaní x</i> <i>Trénovaní</i>	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>0,101</b>	$H_0$	<b>0,011</b>	$H_A$	<b>0,025</b>	$H_A$
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>0,202</b>	$H_0$	<b>0,021</b>	$H_A$	<b>0,049</b>	$H_A$

Tab. 4.28

*Statistické zpracování vlivu trénovanosti na všechny zkoumané parametry. Změnou se rozumí rozdíl mezi klidovou hodnotou a hodnotou po zátěži. P(T<=t) (1) pravděpodobnost jednostranného testu, P(T<=t) (2) pravděpodobnost dvoustranného testu.*

## 5. Diskuse

### 5.1 Fyzická zátěž

Kromě zkoumaných vlivů existuje řada zevních a vnitřních faktorů, jež ovlivňují hemodynamiku cévního systému. Důsledkem působících faktorů je zdánlivý nesouhlas některých získaných výsledků s předpoklady založenými na údajích v odborné literatuře.

Naměřené rychlosti průtoku v klidovém stavu jsou statisticky nezávislé na trénovanosti probandů. Vlivem adaptace na fyzickou zátěž dochází ke zvětšení srdeční svaloviny a tím také ke zvýšení množství vypuzované krve během diastoly. Množství krve, které proteče průřezem trubice je sice závislé na poloměru cévy, ale vzhledem k tomu, že artérie mohou svůj průsvit měnit jen nepatrně, měla by se rychlost toku u trénované osoby zvýšit. Dalším důsledkem adaptace na fyzickou zátěž je zlepšení krevního zásobení trénovaných svalů. Jelikož trénovaná skupina je tvořena sportovci zabývajícími se různým druhem sportu a ne u všech sportovců dochází během jejich tréninku k pravidelnému posilování horní končetiny, není rozdíl v průtoku mezi trénovanými a netréňovanými tak výrazný. Rychlost toku mimo jiné také závisí na fyzikálních a chemických vlastnostech krve a na stavu cév.

U zdravých osob by nemělo docházet v klidu k nepravidelné srdeční práci, proto nulovou hypotézu pro porovnání směrodatných odchylek rychlosti toku krve v klidovém stavu u trénovaných a netréňovaných můžeme považovat za správnou. I alternativní hypotéza jako výsledek závislosti klidové tepové frekvence na trénovanosti souhlasí s odbornou literaturou. U sportovců dochází při pravidelném vystavování se zátěži k posunu vegetativní rovnováhy do oblasti parasymptiku, což má za následek právě pokles srdeční frekvence a také pokles krevního tlaku a frekvence dýchání. Někteří sportovci však během měření klidových hodnot vykazovali vysoké hodnoty SF. Jejich hodnota mohla být ovlivněna emocemi, stresem, popřípadě nedávno ukončeným tréninkem. Naopak někteří netréňovaní probandi měli zas nižší hodnotu SF. Většinou se jednalo o bývalé sportovce, jejichž organismus zůstal adaptován na zátěž i během fyzické inaktivity.

Během celkové zátěže prošlo tělo měřeného řadou oběhových změn, které měly za následek změnu všech hodnot. Společným znakem pro obě skupiny je zvýšení SF u všech zúčastněných díky aktivaci sympatiku. Po působení celkové zátěže bychom očekávali i zvýšení rychlosti toku a velikosti její směrodatné odchylky vlivem zvýšené práce srdečního svalu. U skupiny netrénovaných došlo však jen u 81% zúčastněných ke zvýšení průměrné rychlosti toku a u trénované skupiny u 85% zúčastněných. V obou skupinách zbylá procenta představují snížení rychlosti toku. Během měření se ukazuje u skupiny netrénovaných jistá závislost reakce krevního toku na krevním tlaku. Snížením průtoku reagují jedinci se zvýšenou klidovou hodnotou tlaku. Tato závislost je pouze domněnkou, nemůžeme ji považovat za průkaznou. Jedinci vykazující opačnou reakci mohou být také ovlivněni posunutím vegetativní rovnováhy.

Také zvětšení směrodatné odchylky odpovídá jen 85% netrénovaných a 90% trénovaných probandů. V každém okamžiku se práce konaná srdečním svalem mění, proto mohla nastat chyba již při stanovení průměrné rychlosti. Stanovením průměrné rychlosti z více po sobě jdoucích páků by mohlo omezit nepřesnost údajů (pro práci bylo použito pouze 10 hodnot).

Při lokální zátěži platí u všech stanovených parametrů nulová hypotéza, podle níž nezávisí velikost hodnoty měřené veličiny na zátěži. Data mohla být zobrazena díky různé reakci probandů na zátěž a také díky malé intenzitě stanovené zátěže. Ve skupině netrénovaných reagovalo 58% zvýšením rychlosti toku a 42% měřených snížením rychlosti. Ani skupina netrénovaných nereagovala stejně na zátěž – 75% se rychlost toku zvýšila, 25% se snížila. Vzhledem k tomu, že během měření lokální zátěže byl pozorovaný vsedě a namáhal jen svalstvo předloktí a ruky, mohlo nastat u několika jedinců i snížení hodnoty tepové frekvence.

Statistickým pozorováním, zda záleží na druhu konané práce, jsme získali při zkoumání změn směrodatných odchylek a změn tepových frekvencí u obou skupin alternativní hypotézu, podle níž na typu zátěže záleží. Při pozorování vlivu zátěže na změnu průměrné rychlosti toku byla u trénované i netrénované skupiny stanovena nulová hypotéza, tj. změna průměrné rychlosti nezáleží na typu zátěže. Zvýšením intenzity zátěže lokální a celkové by mohly být rozdíly viditelnější.

Vliv trénovanosti na změně průtoku krve během celkové zátěže se neprokázal. Možnou příčinou byla definovaná zátěž, při které se zvyšoval nárok na živiny a O<sub>2</sub> v pracujících svalech dolní končetiny, přičemž rychlost toku se měřila na tepně horní končetiny. Dalším faktorem ovlivňujícím změnu rychlosti průtoku byla nevyrovnanost rychlosti běhu mezi jedinci. Jediným parametrem, na který měla trénovanost vliv, byla rychlost návratu tepové frekvence do původní hodnoty. Trénovanější srdce navrácí svou frekvenci mnohem rychleji do klidového stavu než srdce netréované.

Vliv trénovanosti při lokální zátěži se nezkoumal, jelikož se nejednalo o sportovce pravidelně posilující horní končetiny.

## **5.2 Chladová zátěž**

Tělesná teplota představuje rovnováhu mezi produkcí tepla v tkáních a jeho ztrátou do zevního prostředí. Výdej tepla do prostředí je u člověka uskutečňován především tělesným povrchem. Chladovým podnětem ke stanovení hypotéz byla voda s teplotou nižší než 17°C. Voda způsobuje až 4krát větší ztráty tepla než vzduch a to především vedením a prouděním.

Během měření nebylo možno z organizačních důvodů zcela přesně dodržet stejné podmínky, což se mohlo promítnout do výsledků. Zaprvé každý proband nebyl vystaven stejné zátěži. Netréovaní jedinci byli ponořeni do kádě s vodou, zatímco trénovaní probandi byli vystaveni zátěži v řece, kde docházelo k rychlejší ztrátě tepla prouděním vody. Druhým zevním faktorem ovlivňující průběh měření bylo nepříznivé počasí během zjišťování klidových hodnot průtoku krve a tepu u otužilců.

Přestože byla prokázána alternativní hypotéza u závislosti klidových hodnot průměrných rychlostí na trénovanosti, je výsledek statistiky nepřesný. Jednostranným t-testem jsme získali 95% pravděpodobnost, podle níž průměrná rychlost průtoku je vyšší u netréovaných než u trénovaných, ačkoliv by zvýšený průtok na končetinách měli vykazovat adaptovaní jedinci. Jedním z faktorů ovlivňující výsledek t-testu je již zmiňovaná teplota okolního vzduchu. Dalším faktorem působícím na stav výsledků je nehomogenita trénovaného vzorku. Skupinu otužilců tvoří jedinci od věku 22 do 62 let. S věkem se snižuje kontraktibilita periferních cév a dochází tak k ovlivnění velikosti



průtoku. Navíc se ve skupině netréovaných vyskytovali jedinci zabývající se rybařením, u nichž můžeme předpokládat také částečnou adaptaci periferie na chlad.

Nulovou hypotézu pro odchylku, tj. velikost odchylky rychlosti v klidovém stavu nezáleží na trénovanosti, i alternativní hypotézu pro frekvenci, tj. tepová frekvence v klidovém stavu záleží na trénovanosti, bychom mohli považovat za správnou. U zdravého jedince by srdce v klidu nemělo vykonávat nepravidelnou práci, proto bychom ani rozdílnost odchylek neočekávali.

Vliv teploty na změnu rychlosti toku krve se neprokázal ani u jedné skupiny. Zvýšením intenzity zátěže by mohly být změny názornější. Vzhledem k tomu, že 36% netréovaných jedinců reagovalo na chlad zvýšením průměrné rychlosti toku a 55% snížením, došlo také k určité desinformaci během statistického stanovení hypotéz. 67% otužilců reagovalo zvýšením průměrné rychlosti toku na zátěž, zbylým 33% se rychlost toku snížila.

Závislost krevního průtoku na teplotě okolí se u netréované skupiny nepřímo prokázala přes směrodatnou odchylku rychlosti. Jejich organismus odpověděl na zátěž zvýšenou nepravidelností srdeční činnosti projevující se ve zvýšení hodnoty odchylky. Mimo jiné se u netréované skupiny statisticky stanovil vliv teploty okolí na tepové frekvenci. Působením chladu se průměrná frekvence snížila, což je jeden z projevů podchlazení. U některých probandů mohlo dojít ke snížení SF i díky nehybnému stavu během měření.

Adaptovaní jedinci by neměli vykazovat výraznou změnu SF po působení chladového podnětu a také ji statisticky neprokázali. U trénovaných probandů nebyla statisticky významná změna ani u stanovení směrodatné odchylky rychlosti.

Stejně tak jak se na změnu průtoku neprokázal vliv teploty okolí, tak se neprokázal ani vliv otužilecké trénovanosti. Možné důvody jsou již zmíněny v úvodu diskuse. Kromě jiného oběhové změny jsou z velké části ovlivněny i složením těla, neboli množstvím podkožního tuku. Již při stanovení změn parametrů po působení chladové zátěže je patrný rozdíl mezi trénovanými a netréovanými probandy, který se statisticky prokázal při zkoumání vlivu trénovanosti na změně směrodatné odchylky a

změně tepové frekvence. U netréovaných jedinců nastala díky působení chladového podnětu větší změna těchto parametrů.

## **6. Závěr**

Pomocí ultrazvuku na základě Dopplerova jevu lze stanovit rychlost a směr šíření krevního toku v cévách. Rychlost toku je ovlivněna celou řadou vnějších (proudění vzduchu, stresové podněty...) i vnitřních faktorů – stavem cév, fyzikálními i chemickými vlastnostmi krve, velikostí vypuzeného množství krve, krevním zásobením okolního svalstva atd. Cílem práce bylo dokázat vliv trénovanosti, změny teploty okolí a zátěže na krevní tok a také na tepovou frekvenci. Na základě naměřených výsledků lze vyvodit následující závěry:

Již v klidovém stavu byl statisticky prokázán vliv trénovanosti na tepovou frekvenci u chladové i u fyzické zátěže. Netréovaní jedinci v obou případech vykazují vyšší klidovou tepovou frekvenci.

Vliv trénovanosti se prokázal i po působení chladového podnětu a fyzické zátěže. Opět vyšší změnu tepové frekvence vykazují netréovaní jedinci. Mimo jiné se u chladové zátěže ukázala závislost na trénovanosti také u krevního průtoku přes stanovení směrodatné odchylky rychlosti. Změna směrodatné odchylky byla výraznější u netréovaných probandů a znázorňovala zvýšenou nepravidelnost srdeční činnosti, kdy průtok krve v měřených cévách mezi jednotlivými systolami kolísá. Při snížení teploty okolí reagovali netréovaní jedinci zvýšením velikosti směrodatné odchylky a snížením tepové frekvence.

Po působení fyzické celkové zátěže došlo ke zvýšení všech měřených parametrů. Při stanovení závislosti na lokální zátěži byla výsledkem statistického šetření nulová hypotéza, tudíž krevní průtok a tepová frekvence jsou závislé na druhu zátěže.

V praxi by se dopplerovského měřiče mohlo využít ke sledování krevního zásobení pracujícího svalstva a zjišťování tak správných odpovědí organismu na zátěž. Při pozorování průtoku po lokální zátěži byla na spektrální křivce vidět mírná vasodilatace artérie zásobující zatížené svalstvo rozšířením rychlostního píku.

Ke stanovení vlivu chladu je použití dopplerovského přístroje méně vhodné z důvodu svalového třesu, který může ovlivnit průběh celého měření.

Nevýhodou přístroje je také obtížná vyšetřovatelnost u osob s větším množstvím tukové tkáně a u osob s malou velikostí krevního toku, který nemusí být registrován díky použitému filtru na přístroji.

## 7. Seznam použité literatury

1. FEJFAR, Zdeněk; PŘEROVSKÝ, Ivo; [et al.]. *Patofysiologie krevního oběhu*. Praha: Avicenum, zdravotnické nakladatelství, n.p., 1980. 08-064-80
2. HiDop 300: Kapesní tužkový doppler, uživatelský manuál. Brno: Medata, s.r.o.  
HiDop 300: Kapesní tužkový doppler, pc software – uživatelský manuál.  
Brno:Medata,s.r.o.
3. HRAZDIRA, Ivo; MORNSTEIN, Vojtěch. *Lékařská biofyzika a přístrojová technika*. Brno: Neptun, 2001. ISBN 80-902896
4. HRAZDIRA, Ivo. *Úvod do ultrasonografie: Principy ultrazvukových diagnostických metod a způsoby jejich využití*. Brno: Klinika zobrazovacích metod LF MU, 2008. [cit. 2009-12]  
Dostupný z WWW:  
<[http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod\\_do\\_ultrasonografie1.pdf](http://www.med.muni.cz/dokumenty/pdf/uvod_do_ultrasonografie1.pdf)>
5. CHALOUPKA, Václav; ELBL, Lubomír; [et al.]. *Zátěžové metody v kardiologii*. Praha: Grada Publishing, 2003. ISBN 80-247-0327-0
6. JANDOVÁ, Dobroslava. *Balneologie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-2820-9
7. *Kardiologie: Kardiologie*. Praha: Grada Publishing, 1995. ISBN 80-7169-110-0
8. NAVRÁTIL, Leoš; ROSINA, Jozef; [et al.]. *Medicínská biofyzika*. Praha: Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1152-4
9. PLACHETA, Zdeněk; SIEGLOVÁ, Jarmila; ŠTEJFA, Miloš; [et al.]. *Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi*. Praha: Grada Publishing, 1999. ISBN 80-7169-271-9

10. TROJAN, Stanislav; LANGMEIER, Miloš; [et al.]. *Fyziologie*. Praha: Grada Avicenum, 1994. ISBN 80-7169-036-8
11. ZEMAN, Václav. *Adaptace na chlad u člověka*. Praha: Galén, 2006. ISBN 80-7262-331-1

### **Internetové zdroje**

12. Angiologie s.r.o.  
<http://www.angiobrnno.cz/nemoci-zily-cevy/uzaver-tepen> [2010-03]
13. Biofyzikální ústav, Lékařská fakulta Masarykovy university  
<http://www.med.muni.cz/biofyz/Dokumenty/Prednasky/Cz/BiofyzikaKardiovaskularnihoSystemu-fin.ppt> [2009-11]
14. conVERTER  
<http://www.converter.cz/fyzici/doppler.htm> [2009-12]
15. <http://cs.wikipedia.org/wiki/> [2009-11]
16. Doc. MUDr. Marek Lubušský Ph.D., Ústav lékařské genetiky a fetální medicíny  
[http://www.lubusky.com/cc\\_19\\_prenatalni-dopplerometrie.html](http://www.lubusky.com/cc_19_prenatalni-dopplerometrie.html) [2009-12]
17. Encyklopedie fyziky  
<http://fyzika.jreichl.com/> [2009-12]
18. Fakulta strojní ČVUT  
<http://marian.fsik.cvut.cz/~matmod/bio.html> [2009-11]
19. Informační systém Masarykovy univerzity  
<http://is.muni.cz/elportal/estud/fsps/js07/fyziio/texty/ch05s01.html> [2009-11]

20. Kypros H. Nicolaides: *Doppler in Obstetrics*  
[http://www.centrus.com.br/DiplomaFMF/SeriesFMF/doppler/capitulos-html/chapter\\_01.htm](http://www.centrus.com.br/DiplomaFMF/SeriesFMF/doppler/capitulos-html/chapter_01.htm) [2010-03]
21. Radek Jandora  
[radek.jandora.sweb.cz/f11.htm](http://radek.jandora.sweb.cz/f11.htm) [2010-02]
22. Společnost MEDATA spol. s.r.o.  
<http://www.medata.cz/Mtb/Mtb.htm> [2009-12]
23. Techmania-Edutorium  
[http://techmania.cz/edutorium/art\\_exponaty.php?xkat=fyzika&xser=4d656368616e696b61h&key=281](http://techmania.cz/edutorium/art_exponaty.php?xkat=fyzika&xser=4d656368616e696b61h&key=281) [2009-11]
24. <http://www.trenink.com> [2010-02]
25. <http://www.ultrazvuk.cz/> [2009-11]  
[http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace\\_dopplerova\\_jevu.pdf](http://zdravotnictvi.ultrazvuk.cz/prilohy/2/aplikace_dopplerova_jevu.pdf)
26. Ústav biomedicínského inženýrství, Vysoké učení technické v Brně  
<http://www.dbme.feec.vutbr.cz/ubmi/courses/MKZS/doppler.ppt#259,4,ObecnýprincipDopplerovskýchmetod> [2010-02]
27. Zdravcentra.sk  
[http://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xbcr/zc/Echokardiografie\\_-\\_01.pdf](http://www.zdravcentra.sk/cps/rde/xbcr/zc/Echokardiografie_-_01.pdf) [2009-11]

## **8. Klíčová slova**

Kardiovaskulární soustava

Arteria radialis

Krevní průtok

Tepová frekvence

Ultrazvuk

Dopplerův jev

Zátěž

## 9. Přílohy

	Věk	Pohlaví	BMI	Tlak <sub>1</sub> , tep	Tep <sub>1</sub>	v <sub>1</sub> [cm/s]	odch <sub>1</sub>	Tlak <sub>2</sub> , tep	Tep <sub>2</sub>	v <sub>2</sub> [cm/s]	odch <sub>2</sub>
1	21	M	30,0	160/112; 73	72	19,21	0,79	156/102; 101	104	19,16	0,82
2	21	M	25,4	139/90; 79	66	22,88	0,45	165/107; 103	128	25,64	1,89
3	20	M	31,0	135/85; 85	80	13,69	0,61	154/108; 57	111	21,42	1,16
4	21	M	25,6	142/108; 62	59	18,25	0,46	157/115; 100	130	19,77	0,82
5	20	M	23,9	127/87; 63	66	14,28	0,35	159/100; 65	112	20,22	1,53
6	23	M	24,7	136/85; 80	70	11,32	0,30	166/103; 127	148	13,47	0,97
7	22	M	31,2	144/92; 89	95	23,89	0,90	145/93; 90	123	31,52	1,52
8	21	M	26,8	134/81; 68	69	24,27	0,67	156/91; 88	126	29,96	1,32
9	23	M	30,5	151/93; 64	72	22,86	0,94	172/123; 106	139	20,28	0,81
10	22	M	25,4	151/97; 72	73	25,16	0,69	158/109; 97	124	18,19	1,04
11	22	M	23,4	119/77; 77	80	18,28	0,55	145/87; 96	120	20,52	0,65
12	24	M	22,2	127/85; 84	93	13,73	0,34	126/80; 114	121	31,55	2,03
13	22	M	23,8	x	71	15,83	0,49	x	112	12,90	0,42
14	27	Ž	22,4	112/70; 48	49	14,77	0,61	137/82; 47	144	21,69	1,09
15	21	Ž	21,7	122/76; 74	81	16,38	0,40	158/97; 118	137	30,29	0,99
16	21	Ž	19,9	108/61; 56	65	12,21	0,53	152/98; 118	125	14,73	0,80
17	23	Ž	23,3	107/75; 69	71	15,21	0,33	119/79; 124	146	18,91	0,64
18	24	Ž	23,5	127/82; 96	89	19,95	0,15	130/85; 127	143	24,37	1,49
19	22	Ž	21,6	133/84; 98	98	17,47	0,58	153/94; 134	137	23,62	1,28
20	21	Ž	22,2	118/80; 76	80	16,11	0,29	155/108; 112	137	20,29	0,90
21	21	Ž	21,7	112/74; 70	66	8,01	0,11	118/81; 70	99	15,73	0,87
22	22	Ž	20,5	115/75; 80	79	11,25	0,13	136/83; 88	92	13,32	0,96

Tab. 9.1

Přehled výsledků vlivu celkové zátěže u netréované skupiny. Žlutě jsou vyznačeni kuřáci, modrou barvou je znázorněno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně snížení.



	Tlak <sub>12</sub> , tep	Tep <sub>12</sub>	v <sub>12</sub> [cm/s]	odch <sub>12</sub>	Tep <sub>22</sub>	v <sub>22</sub> [cm/s]	odch <sub>22</sub>
1	147/96; 90	94	12,83	0,25	76	9,79	0,35
2	138/86; 75	90	27,09	0,98	73	26,61	0,97
3	nenaměřen	66	16,30	0,52	71	21,65	0,78
4	123/85; 64	76	17,81	0,24	76	16,07	0,17
5	104/72; 84	77	20,68	0,59	81	30,80	1,21
6	135/97; 78	71	8,55	0,21	68	15,54	0,37
7	144/92; 89	95	23,89	0,90	90	18,10	0,56
8	134/81; 68	69	24,27	0,67	82	30,77	1,38
9	155/85; 47	52	19,79	0,39	51	14,77	0,55
10	139/92; 71	76	15,23	0,46	81	11,62	0,64
11	121/74; 87	84	13,99	0,21	83	14,54	0,37
12	127/85; 84	93	13,73	0,34	97	18,53	0,54
13	130/87; 74	79	17,33	0,43	85	19,85	0,62
14	109/70; 50	57	15,48	0,43	61	20,13	0,40
15	127/77; 78	95	12,06	0,18	95	12,20	0,37
16	104/75; 58	78	15,35	0,69	79	11,04	0,21
17	107/74; 80	60	13,37	0,51	74	12,75	0,43
18	x	x	x	x	x	x	x
19	137/92; 80	85	14,92	0,37	71	19,74	0,63
20	x	x	x	x	x	x	x
21	112/74; 70	66	8,01	0,11	73	9,11	0,24
22	x	x	x	x	x	x	x

Tab. 9.2

Přehled výsledků vlivu lokální zátěže u netréované skupiny. Žlutě jsou vyznačeni kuřáci, modrou barvou je znázorněno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně snížení.

	nemoci
1	vysoký tlak
2	vyšší TK
3	prášky vys. TK
4	vysoký tlak
10	vysoký tlak
16	nízký tlak
17	nízký tlak, alergie
18	silná alergie
21	nízký tlak, hypofunkce štítné žlázy

Tab. 9.3

Přehled nemocí u netréovaných probandů.

	Věk	Pohlaví	BMI	Tlak <sub>1</sub> , tep	Tep <sub>1</sub>	V <sub>1</sub> [cm/s]	odch <sub>1</sub>	Tlak <sub>2</sub> , tep	Tep <sub>2</sub>	V <sub>2</sub> [cm/s]	odch <sub>2</sub>
1	21	M	21,9	115/72; 48	50	18,22	0,42	154/95; 51	104	19,62	1,29
2	22	M	22,3	140/95; 61	63	12,40	0,41	149/89; 60	96	19,82	1,06
3	21	M	24,6	149/87; 81	81	21,30	1,41	145/99; 80	135	29,93	3,11
4	20	M	22,2	123/75; 64	59	20,19	0,71	139/83; 55	127	20,79	0,62
5	25	M	22,6	141/94; 61	60	14,29	0,62	160/105; 57	110	23,95	1,68
6	22	M	25,2	142/92; 55	71	14,84	0,36	154/97; 53	77	20,18	1,55
7	19	Ž	22,7	136/92; 63	63	9,11	0,18	153/94; 65	126	10,15	0,51
8	23	M	25,4	118/82; 79	67	26,37	1,23	159/111; 74	126	18,23	1,07
9	20	M	26,3	121/79; 58	51	18,20	0,65	133/89; 65	117	22,94	0,76
10	21	M	21,0	126/81; 63	70	14,97	0,77	159/94; 78	128	12,54	1,25
11	20	M	23,4	122/80; 65	68	20,89	0,33	139/79; 54	72	14,99	0,85
12	20	Ž	23,4	133/86; 69	71	12,71	0,22	159/98; 74	130	24,15	0,72
13	21	Ž	24,0	128/82; 57	64	16,86	0,47	147/91; 70	141	21,02	1,29
14	21	M	23,7	137/87; 77	73	13,29	0,44	177/113; 49	131	19,90	1,17
15	21	M	20,8	137/80; 62	60	14,44	0,79	142/89; 77	85	30,24	1,52
16	21	Ž	22,7	120/76; 78	77	13,89	0,15	165/95; 73	120	20,66	1,00
17	19	Ž	21,5	107/69; 79	84	12,51	0,44	140/81; 105	124	28,36	1,42
18	22	M	24,6	125/76; 81	95	16,03	0,54	104/75; 75	120	22,86	0,94
19	23	M	23,8	139/86; 60	54	14,34	0,20	167/100; 47	95	26,09	1,54
20	23	Ž	23,0	108/69; 67	61	17,26	0,40	119/73; 57	128	21,50	0,86

Tab. 9.4

Přehled výsledků vlivu celkové zátěže u trénované skupiny. Žlutě jsou vyznačeni kuřáci, modrou barvou je znázorněno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně snížení.

	Tlak <sub>12</sub> , tep	Tep <sub>12</sub>	v <sub>12</sub> [cm/s]	odch <sub>12</sub>	Tep <sub>22</sub>	v <sub>22</sub> [cm/s]	odch <sub>22</sub>
1	124/76; 49	48	12,09	0,68	51	14,54	0,41
2	140/95; 61	63	12,40	0,41	60	25,37	1,21
3	149/87; 81	81	21,30	1,41	83	17,15	0,29
4	x	x	x	x	x	x	x
5	x	x	x	x	x	x	x
6	142/92; 55	71	14,84	0,36	68	18,07	0,61
7	136/92; 63	63	9,11	0,18	64	8,86	0,18
8	140/91; 63	60	22,10	0,78	65	24,41	1,14
9	140/88; 47	48	22,86	1,09	47	23,34	0,88
10	126/81; 63	70	14,97	0,77	67	13,03	0,28
11	122/80; 65	68	20,89	0,33	67	13,06	0,43
12	128/83; 68	65	21,34	0,64	69	22,75	0,30
13	x	x	x	x	x	x	x
14	137/87; 77	73	13,29	0,44	61	17,25	0,31
15	137/80; 62	60	14,44	0,79	61	21,01	0,41
16	x	x	x	x	x	x	x
17	107/69; 79	84	12,51	0,44	97	18,30	0,55
18	122/83; 80	71	16,05	0,90	79	22,01	0,86
19	139/86; 60	54	14,34	0,20	53	15,23	0,27
20	108/69; 67	61	17,26	0,4	62	19,59	0,38

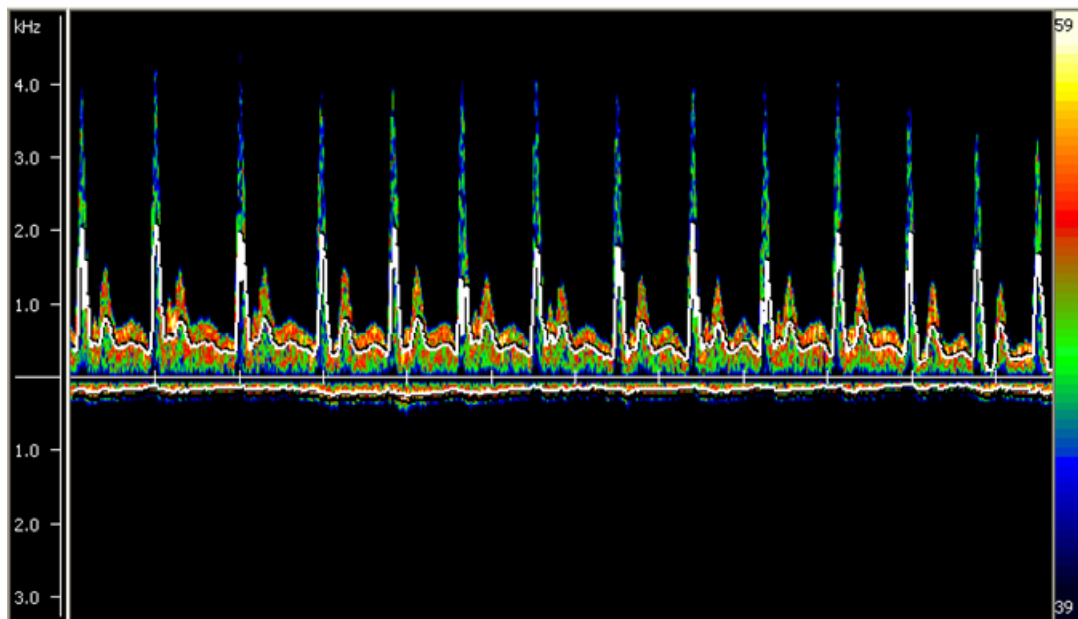
Tab. 9.5

Přehled výsledků vlivu lokální zátěže u trénované skupiny. Žlutě jsou vyznačeni kuřáci, modrou barvou je znázorněno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně snížení.

	Druh sportu	h/týdně
1	fotbal	8
2	fotbal	10
3	fotbal	5
4	fotbal	8
5	triathlon, fotbal	10
6	plavání, posilov., fotbal	12
7	fotbal	4,5
8	posilování, florball	6
9	florball	3
10	florball	11
11	hokejbal	14
12	volejbal, cyklistika	5
13	volejbal	10
14	volejbal	9
15	volejbal	12
16	gymnastika, spinning	3
17	házená	7
18	box	18
19	běh, cyklistika, plavání	8
20	lezení, plavání	6

Tab. 9.6 Přehled sportů, které vykonávají trénovaní jedinci

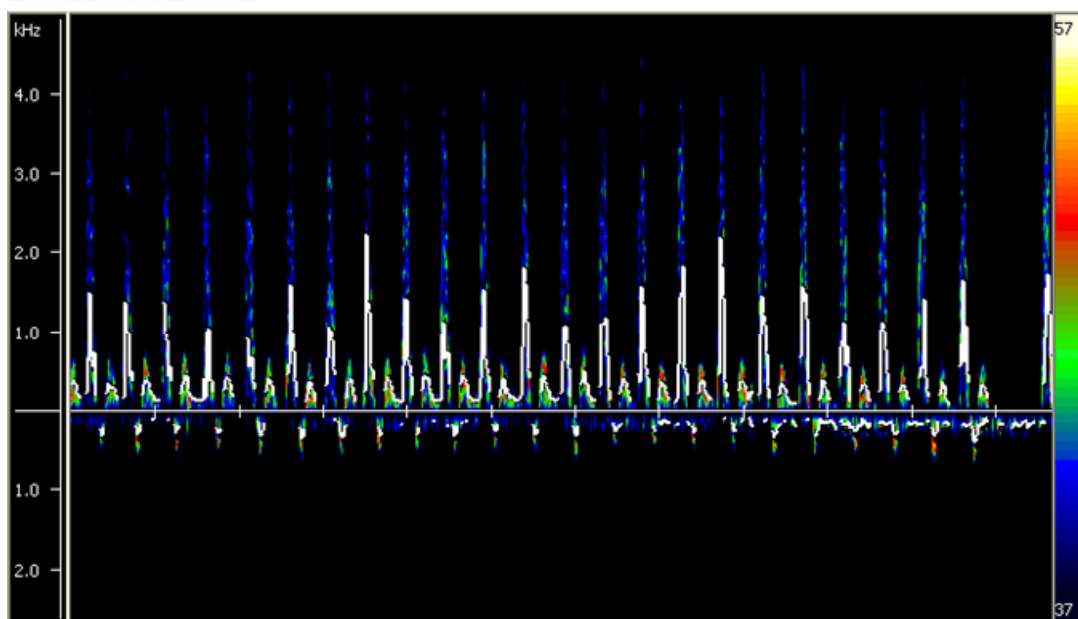
US: A. radialis l. 14.3.2010 16:57



8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction

HR: 73 PI: \*\*\* RI: \*\*\* SD: \*\*\* MEAN: \*\*\*

US: A. radialis l. 14.3.2010 17:02



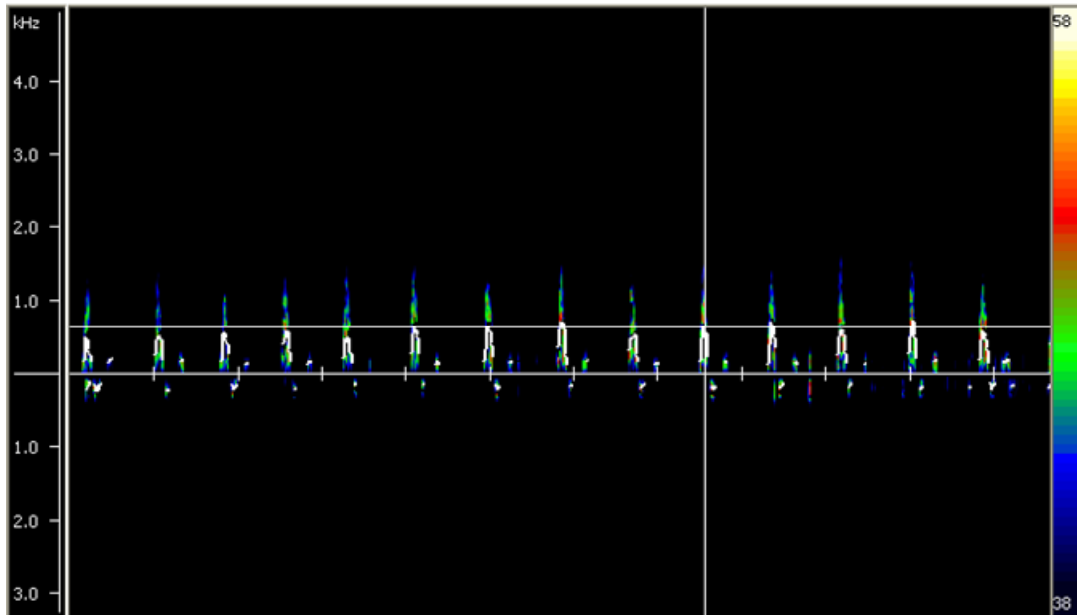
8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction

HR: \*\*\* PI: \*\*\* RI: \*\*\* SD: \*\*\* MEAN: \*\*\*

*Obr. 9.1*

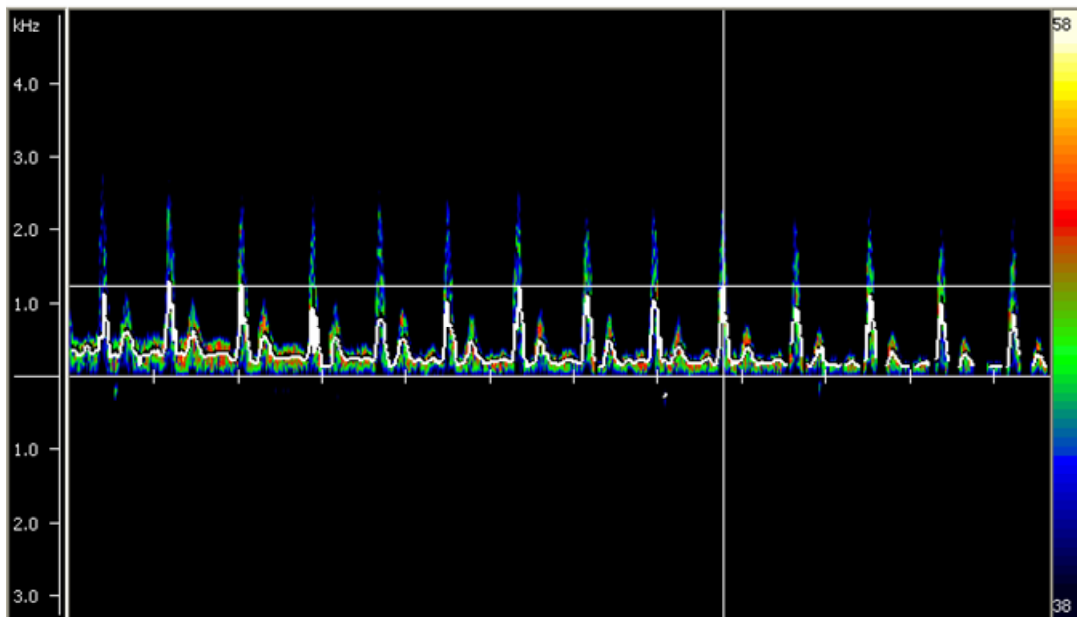
*Změna krevního průtoku v a. radialis po působení fyzické celkové zátěže u netrénovaného probanda*

US: A. radialis I. 19.4.2010 18:57



HR: 71 PI: 9.23 RI: 1.04 SD: -27.02 MEAN: 0.13

US: A. radialis I. 19.4.2010 19:00



HR: 68 PI: 3.07 RI: 0.92 SD: 11.88 MEAN: 0.55

*Obr. 9.2*

*Změna průtoku v a. radialis způsobená zatížením svalů (lokální zátěž)*

	Věk	BMI	Tlak <sub>1</sub> , tep	Tep <sub>1</sub>	v <sub>1</sub> [cm/s]	odch <sub>1</sub>	Tlak <sub>2</sub> , tep	Tep <sub>2</sub>	v <sub>2</sub> [cm/s]	odch <sub>2</sub>
1.	22	20,6	160/102; 63	67	11,57	0,56	150/108; 64	74	12,46	0,29
2.	35	26,6	148/101; 58	62	12,03	0,3	151/111; 52	60	9,61	0,16
3.	56	22,3	176/102; 54	54	13,53	0,15	172/112; 56	54	17,35	0,31
4.	39	x	142/100; 88	82	15,06	0,47	152/109; 65	79	20,78	0,46
5.	50	31,2	178/113; 57	56	12,64	0,63	168/107; 50	58	10,67	0,47
6.	62	25,5	151/88; 61	58	6,99	0,44	171/111; 55	53	19,57	0,64
7.	62	28,6	nenaměřen	51	9,41	0,27	219/139; 49	52	15,84	0,53
8.	32	25,5	162/114; 52	61	20,24	0,8	nenaměřen	48	16,29	0,87
9.	46	23,7	161/109; 48	40	15,17	0,46	nenaměřen	45	20,33	0,44

t <sub>vody</sub> , t <sub>vzduchu</sub>		Otužování	týdně
8,2°C, 12°C	1.	2 roky	1x 1h
8,2°C, 12°C	2.	14 let	1x 12min
8,2°C, 12°C	3.	38 let	2x 20min
8,2°C, 12°C	4.	1 rok	2x 10min
8,2°C, 12°C	5.	4 roky	2x 15min
8,2°C, 12°C	6.	4 roky	4x
8,2°C, 12°C	7.	30 let	5x
8,2°C, 12°C	8.	6 let	2x 20min
8,2°C, 12°C	9.	5 let	2x 15min

Tab. 9.7, 9.8

Přehled výsledků vlivu teploty okolí u skupiny trénovaných. Údaje o otužilci – jak dlouho a jak často se otužuje, při jaké teplotě bylo měření prováděno. Modrou barvou je vyznačeno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně vyznačeno snížení.

	Věk	BMI	Tlak <sub>1</sub> , tep	Tep <sub>1</sub>	v <sub>1</sub> [cm/s]	odchylka <sub>1</sub>	Tlak <sub>2</sub> , tep	Tep <sub>2</sub>	v <sub>2</sub> [cm/s]	odchylka <sub>2</sub>
1.	21	25,4	146/93; 73	77	19,91	0,21	159/106; 58	64	15,54	0,51
2.	22	25,4	141/97; 92	109	22,6	0,65	161/133; 70	76	26,44	0,97
3.	24	22,2	114/88; 110	126	19,97	0,83	144/103; 85	78	19,99	1,09
4.	20	26,3	139/89; 90	81	17,58	0,28	159/114; 59	95	23,62	1,39
5.	21	21,7	110/65; 56	68	13,47	0,35	117/71; 55	56	11,67	0,63
6.	24	25,1	123/76; 59	60	24,79	0,62	142/92; 52	55	24,79	0,95
7.	20	25,8	126/82; 66	79	20,66	0,48	164/112; 67	65	20,37	0,39
8.	23	21,7	141/87; 65	64	18,26	0,33	156/104; 93	73	17,75	0,6
9.	23	25,4	132/85; 98	89	15,57	0,32	122/87; 73	87	17,83	0,47
10.	25	23,5	138/83; 65	77	14,87	0,36	145/98; 63	57	14,84	0,51
11.	21	30,0	147/96; 90	94	12,83	0,25	149/112; 88	72	10,62	0,41

Tab. 9.9

Přehled výsledků vlivu teploty okolí u skupiny netréovaných. Modrou barvou je vyznačeno zvýšení průměrné rychlosti toku, zeleně vyznačeno snížení. Žlutě jsou znázorněni kuřáci.

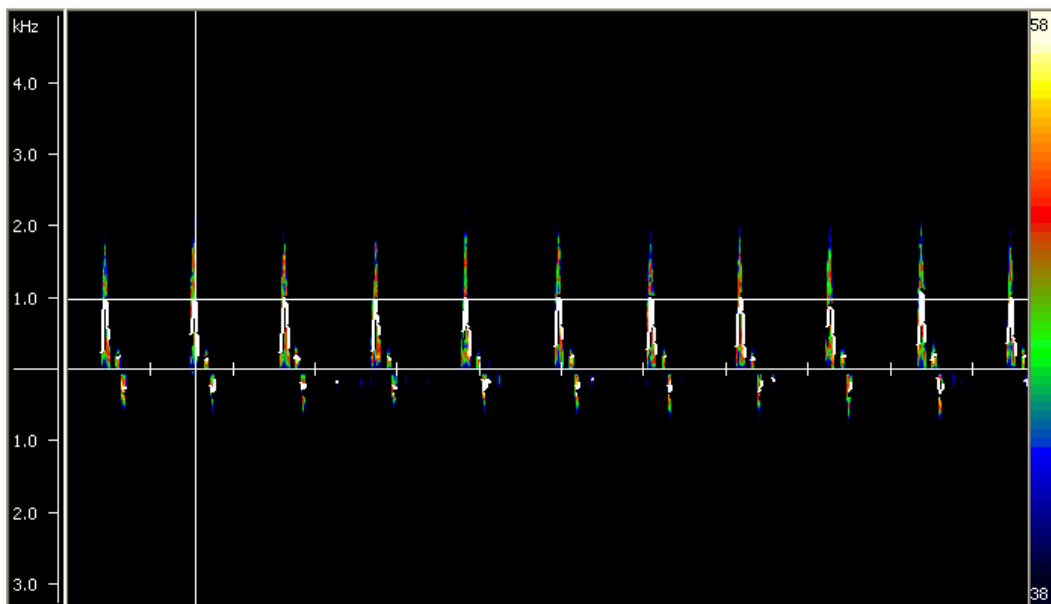
	t <sub>vody</sub> , t <sub>vzduchu</sub>	Zdravotní stav	
1.	17°C, 20°C	vyšší TK	rybář
2.	16,5°C, 20°C	vyšší TK	rybář
3.	17°C, 20°C	dobry	
4.	16,5°C, 20°C	dobry	
5.	17°C, 22°C	dobry	rybář
6.	17°C, 22°C	dobry	rybář
7.	17°C, 22°C	dobry	
8.	11°C, 19°C	dobry	
9.	11°C, 19°C	dobry	
10.	11,5°C, 19°C	dobry	
11.	11,5°C, 19°C	vyšší TK	rybář

Tab. 9.10

Zobrazení teploty, které byl netréovaný proband vystaven, jeho zdravotní stav a vyznačení rybáře kvůli možné adaptaci na periferii.

K., V. 56

US: A. radialis I. 21.4.2010 17:43

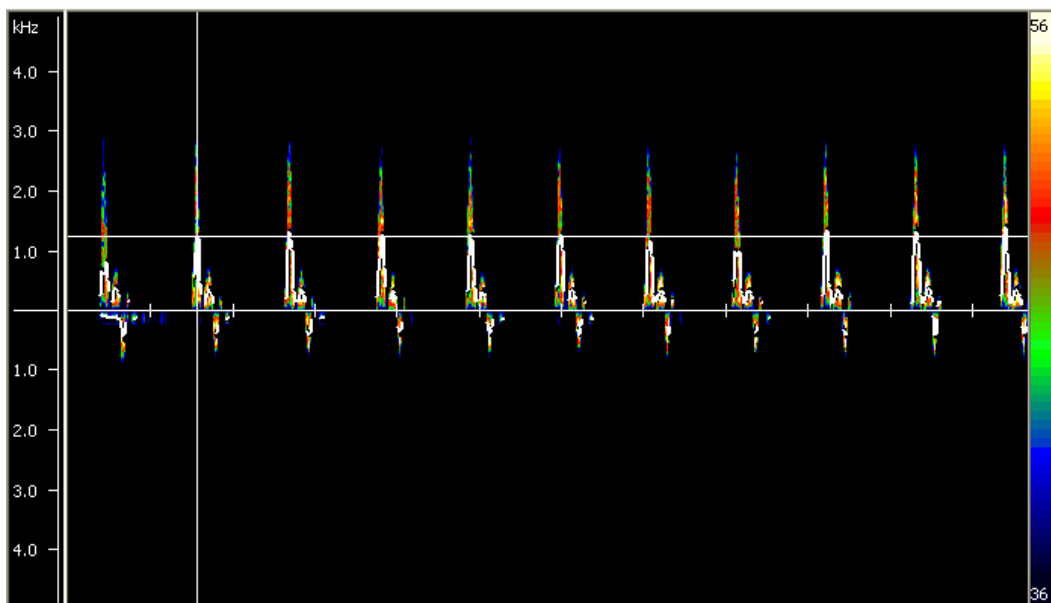


8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction; Cursor: 1.52s -0.98 kHz

HR: 54 PI: 13.95 RI: 1.32 SD: -3.14 MEAN: 0.18

K., V. 56

US: A. radialis I. 21.4.2010 17:49



8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction; Cursor: 1.55s -1.27 kHz

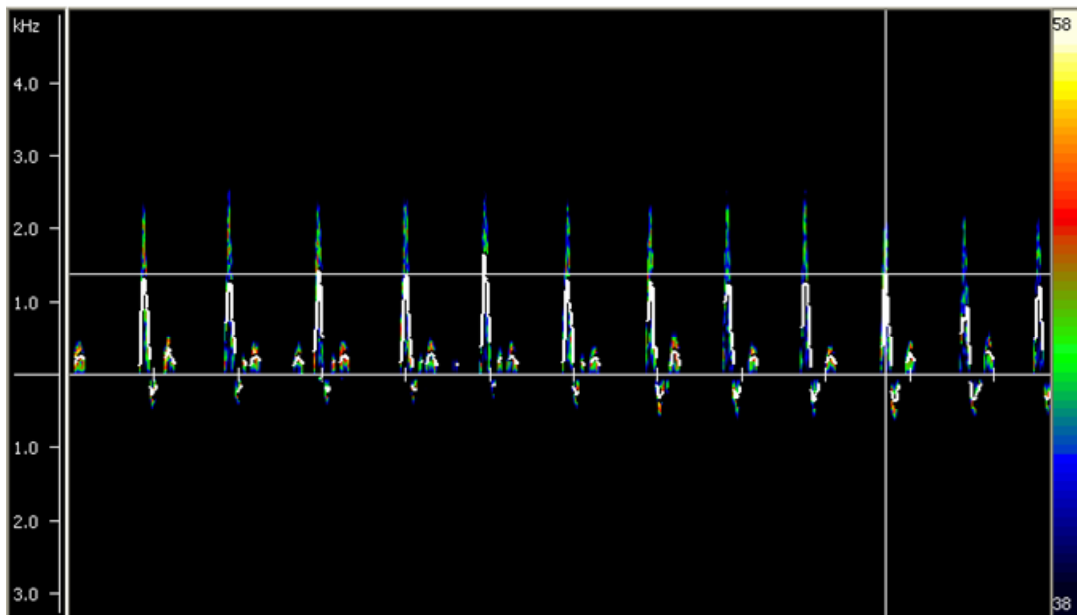
HR: 54 PI: 11.43 RI: 1.32 SD: -3.16 MEAN: 0.27

### *Obr. 9.3*

*Zobrazení vlivu změny teploty okolí na krevní průtok otužilce u arteria radialis.*



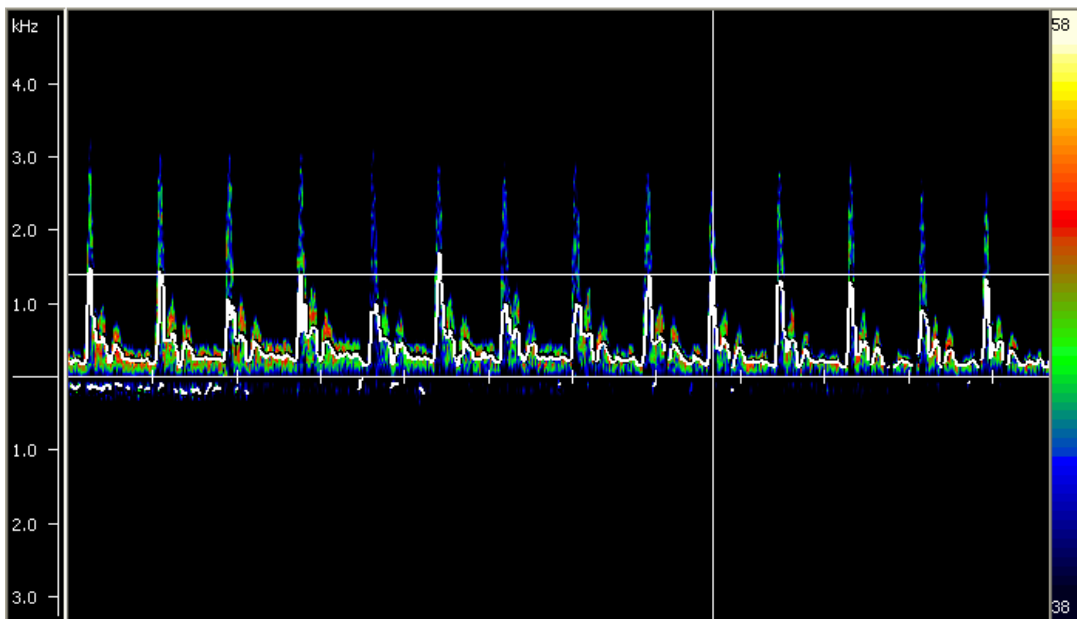
US: A. radialis l. 26.4.2010 16:01



8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction; Cursor: 9.69s -1.39 kHz

HR: 64 PI: 10.15 RI: 1.23 SD: -4.29 MEAN: 0.28

US: A. radialis l. 26.4.2010 16:07

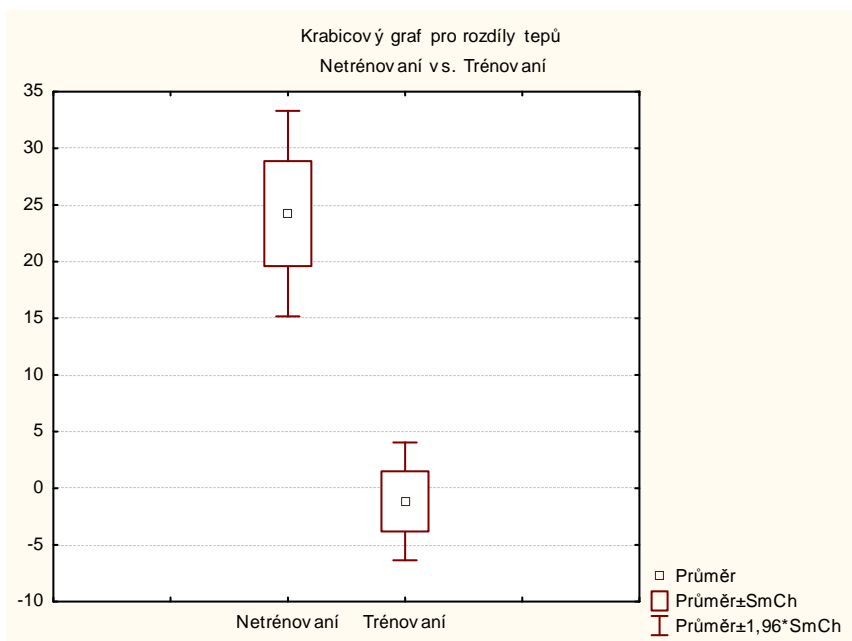


8 MHz; Filter: 200 Hz ; inverted direction; Cursor: 7.65s -1.41 kHz

HR: 73 PI: 3.56 RI: 1.12 SD: -8.47 MEAN: 0.71

#### *Obr. 9.4*

*Zobrazení vlivu změny teploty okolí na krevní průtok neotužilce u arteria radialis.*



Dvouvýběrový t-test s nerovností rozptylů

	<i>netrénování</i>	<i>trénování</i>
Stř. hodnota	24,24	-1,15
Rozptyl	449,99	140,77
Pozorování	21	20
Hyp. rozdíl stř. hodnot	0	
Rozdíl	32	
t stat	4,76	
<b>P(T&lt;=t) (1)</b>	<b>2,00E-05</b>	
t krit (1)	1,69	
<b>P(T&lt;=t) (2)</b>	<b>4,01E-05</b>	
t krit (2)	2,04	

Graf 9.1, tab. 9.11

Ukázka statistického zpracování vlivu trénovanosti na změnu tepové frekvence a jeho grafické vyjádření pomocí krabicového grafu.