VŠB – Technická univerzita Ostrava
Fakulta elektrotechniky a informatiky
Katedra měřicí a řídicí techniky

Měření závislosti tepové frekvence na pohybu

Measuring of dependency between the heart rate and the human movement

2011 Darina Friedmannová

Prohlášení

Prohlašuji, že tuto bakalářskou práci jsem vypracovala samostatně. Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.

……
Darina Friedmannová

Datum odevzdání diplomové práce:

V Ostravě ***dne 6. 5. 2011***

Poděkování

Zde bych ráda poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce, panu Ing. Martinovi Augustynkovi za poskytnuté odborné konzultace a rady. Dále pak panu Mgr. Radimovi Uhlářovi, Ph.D. za poskytnutí odborných rad k fyzikálním výpočtům. V neposlední řadě bych ráda poděkovala panu Mgr. Lukášovi Cipryánovi, Ph.D. za umožnění provedení zátěžových testů. Můj vděk patří také všem, kteří mě při této práci podporovali.

Abstrakt

Tato bakalářská práce pojednává o měření závislosti tepové frekvence na pohybu. Práce je teoreticko-praktického charakteru. Teoretická část vysvětluje, co je to tepová frekvence, jakými způsoby se určuje a co se pomocí jejího měření dá zjistit o zdravotním stavu probanda. Zároveň je zde objasněno za jakých podmínek by měly probíhat zátěžové testy a také závislost tepové frekvence na různých stupních pohybové zátěže. Praktická část je složena ze zátěžových testů realizovaných na běžícím pásu. V průběhu testů je u jednotlivců pomocí hrudního pásu měřena tepová frekvence a data jsou zaznamenána do počítače. Data jsou dále zpracována v programu Matlab a Microsoft Excel. V programu Microsoft Excel je provedeno statistické zpracování dat korelační a regresní analýzou.

Klíčová slova

Tepová frekvence, zátěžové testy, korelační analýza, regresní analýza, práce.

Abstract

This bachelor thesis deals with the measurement of heartbeat depending on the movement of persons. The thesis have a theoretical and practical character. The theoretical part explains what it is a heartbeat, what ways it is determined and what we can identify by measurement it about health of the person. Also there is explained how to do stress tests and what is the relationship between heartbeat and different levels of physical stress. The practical part is composed of the stress tests on a treadmill. During the stress test is monitoring heartbeat by chest strap for individual person and these data are recorded into a computer. After monitoring data are processed in program Matlab and Microsoft Excel. Data are statistical computing with correlation and regression analysis in program Microsoft Excel.

Key words

Heart rate, stress tests, correlation analysis, regression analysis, work.

Obsah

ÚVOD ..... - 1 -

1 TEPOVÁ FREKVENCE ..... - 2 -

1.1 STAVBA SRDCE ..... - 2 -
1.2 SRDEČNÍ ČINNOST ..... - 3 -
1.3 DETEKCE TEPOVÉ FREKVENCE ZE SIGNÁLU EKG ..... - 4 -
1.4 DRUHY TEPOVÉ FREKVENCE ..... - 5 -
1.5 PŘÍSTROJE PRO MĚŘENÍ TEPOVÉ FREKVENCE ..... - 5 -
1.5.1 Kardiotachometr ..... - 5 -
1.5.2 Detektor R-vlny ..... - 6 -

2 ZÁTĚŽOVÁ FUNKČNÍ VYŠETŘENÍ ..... - 8 -

2.1 VLIV ZÁTĚŽE NA FUNKCI ORGANISMU ..... - 8 -
2.1.1 Fyziologické procesy ..... - 8 -
2.1.2 Funkce organismu při zátěži ..... - 9 -
2.2 STANDARDIZACE ZÁTĚŽOVÝCH TESTŮ ..... - 10 -

3 REALIZACE MĚŘENÍ ..... - 12 -

3.1 MĚŘÍCÍ ŘETĚZEC ..... - 14 -
3.1.1 Technické parametry běžícího pásu značky Lode Valiant ..... - 14 -
3.1.2 Princip činnosti hrudního pásu Polar Electro ..... - 15 -

4 ZPRACOVÁNÍ DAT ..... - 17 -

4.1 DATA ZÍSKANÁ PŘI MĚŘENÍ ..... - 17 -
4.2 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT ..... - 20 -
4.2.1 Korelační analýza ..... - 20 -
4.2.2 Regresní analýza ..... - 23 -

5 ZÁVĚR ..... - 31 -

SEZNAM UŽITÉ LITERATURY: ..... - 32 -

SEZNAM PŘÍLOH ..... - 33 -

Úvod

Zátěžová funkční vyšetření se stala v mnoha oborech medicíny zcela nepostradatelnou součástí péče o pacienty. Tato vyšetření jsou velmi důležitá i při sledování výkonnosti vrcholových sportovců, v pracovním lékařství, při terapeutických a rehabilitačních výkonech, atd. Zátěž ve formě tělesné námahy vyvolává v organismu funkční změny. Jejich sledováním se mnohdy zjistí patologické jevy dříve, než vyšetřením u pacienta, který je v klidu. K základním a nejčastěji sledovaným ukazatelům patří tepová frekvence. Jejím zaznamenáváním v průběhu zátěžových testů, dokážeme říci, jaký je aktuální zdravotní stav pacienta.

Jako bakalářskou práci jsem si zvolila měření závislosti tepové frekvence na pohybu. Toto téma jsem si vybrala proto, že sama ráda a často sportuji a myslím si, že právě měření tepové frekvence je velmi důležitým ukazatelem celkového zdravotního stavu a výkonnosti organismu. Mnoho lidí má sedavé zaměstnání, jsou pracovně velmi vytížení a nemají čas nebo chuť trávit svůj volný čas sportem nebo jinou pohybovou aktivitou. Tento sedavý způsob života vede k mnoha zdravotním komplikacím. Např. ochabnutí svalstva včetně srdečního svalu, obezitě. Lidé, kteří si tuto skutečnost uvědomí a chtějí změnit svůj životní styl, začnou sportovat. Pro tělo, které není zvyklé a ani připravené na tak radikální změnu, může být přílišná aktivita nebezpečná. Jako kontrolu výkonnosti organismu můžeme využít právě měření tepové frekvence.

Praktickou část bakalářské práce tvoří měření, realizované na běžícím páse. Zátěž je definována zvyšováním rychlosti a zvedáním sklonu běžícího pásu. Hodnoty tepové frekvence se měří pomocí hrudního pásu, který detekuje tepovou frekvenci. Měření se účastní skupina 10 lidí, přibližně ve stejné věkové kategorii. Získaná data následně zpracuji a statisticky vyhodnotím.

Cílem mé bakalářské práce je prokázat závislost tepové frekvence na různých stupních fyzické zátěže. Snahou je dokázat, že při zvyšování fyzické zátěže se tepová frekvence zvyšuje. Křivku závislosti však ovlivňuje mnoho jiných faktorů. Jak se ukázalo, nezáleží jen na věku a trénovanosti jedince, ale také na pohlaví, hmotnosti a vnějších podmínkách u probíhajícího testu. Všechny testy, jejich výsledky a hodnocení jsou uvedeny v této bakalářské práci.

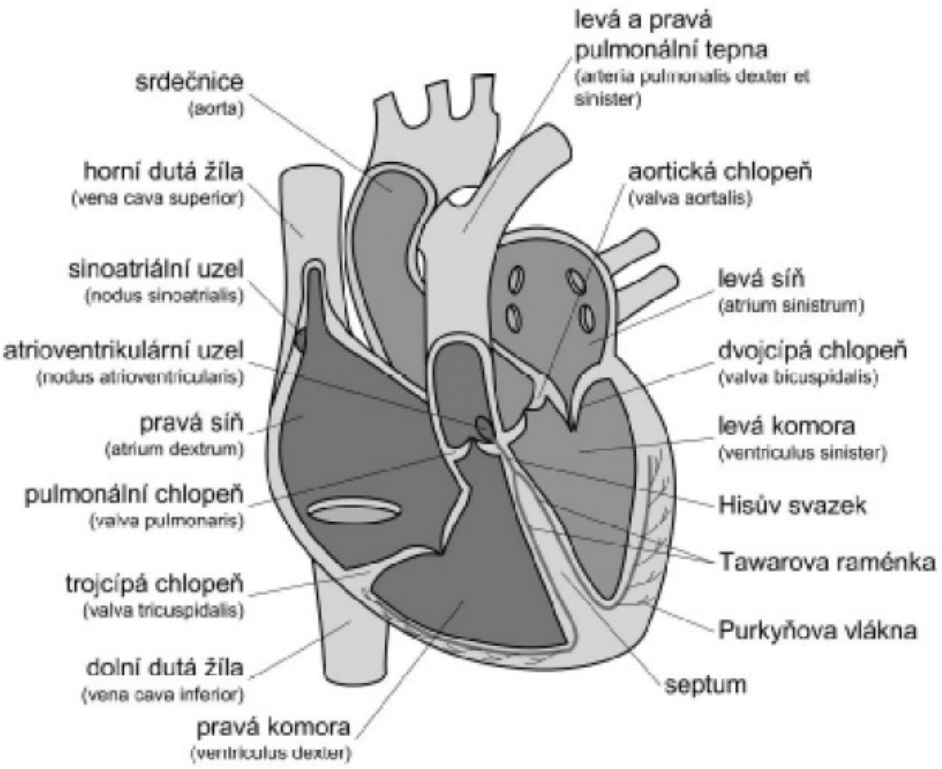
1 Tepová frekvence

Tepová frekvence nepodává zcela přesnou informaci o stavu oběhového systému, ale je velmi dobrým ukazatelem celkové zdravotní způsobilosti organismu. Její velkou výhodou je, že se snadno sleduje a ověřuje.

1.1 Stavba srdce

Tepová frekvence udává kolik stahů (tepů) vykoná srdce během jedné minuty. Srdce (cor) je dutý sval uložený v osrdečníku (perikardu), což je zevní vazivový obal. Srdce je tvořeno svalovými buňkami, které obsahují myofibrily. Srdeční sval (myokard) je sval příčně pruhovaný. Od kosterního svalu se však liší tím, že jednotlivé buňky myokardu jsou vzájemně morfologicky i funkčně propojeny mezibuněčnými spojkami. Mezi zvláštnosti srdečního svalu patří i to, že má vlastní automacii a rytmicitu. Srdce je rozděleno podélnou přepážkou na pravou a levou polovinu. Každá polovina je rozdělena brázdou věncovou na tenkostěnnou horní předsíň (atrium) a silnostěnnou spodní komoru (ventriculus). Předsíně a komory jsou odděleny chlopněmi. Na pravé straně je chlopeň trojcípá (valvula tricuspidalis) a na levé straně je chlopeň dvojcípá (valvula bicuspidalis). Horní a dolní dutá žíla vstupují do pravé předsíně, plicní žíly vstupují do levé předsíně. Z levé komory vystupuje srdečnice (aorta) a z pravé komory plicní kmen.

[1], [4]

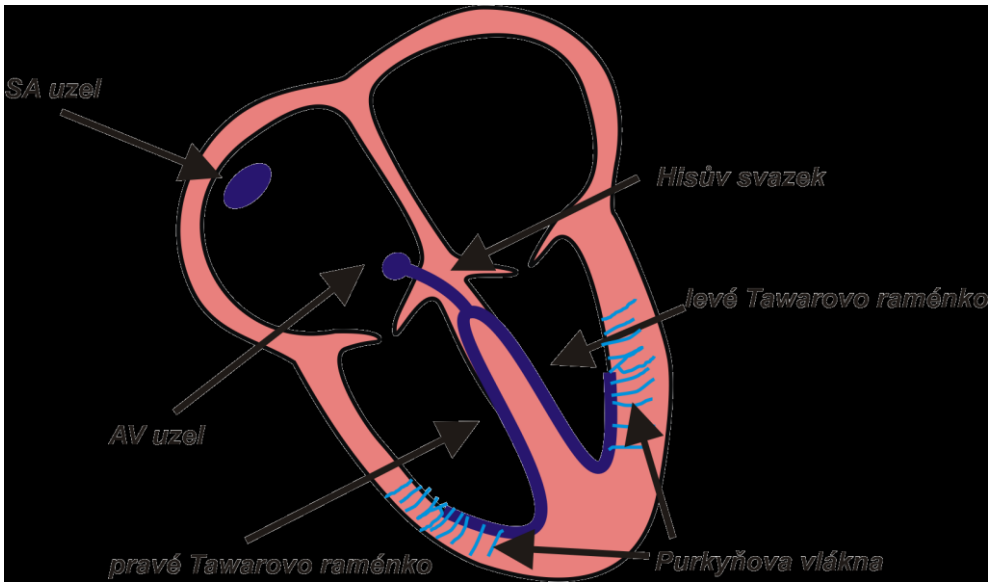


Obr. 1.1 Stavba srdce [3]

1.2 Srdeční činnost

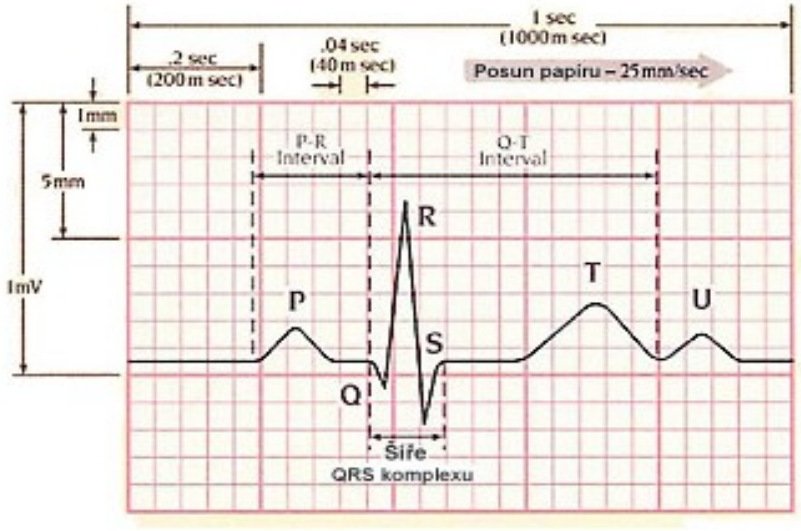
Srdce vhání krev do malého plicního oběhu plicními tepnami a do velkého tělního oběhu srdečnicí (aortou). Děje se tak střídavě smršťováním a ochabováním svaloviny, stahy srdce. Smrštění srdečního svalu se nazývá systola a ochabnutí diastola. Činnost srdce je rytmický děj a impulzy pro tento děj vznikají přímo v srdci. Děje se tak prostřednictvím převodního systému srdečního. Srdeční stah vzniká podrážděním v centru automacie v sinusovém uzlíku (nodus sinuatrialis), který se nachází při ústí horní duté žíly. Impuls, který v něm vzniká, se poté přenáší do síňokomorového uzlíku (nodus atrioventricularis). Ten se nachází ve stěně pravé předsíně při ústí dolní duté žíly. Ze síňokomorového uzlíku vychází svazek svalových vláken, zvaný Hissův můstek, který spojuje svalovinu předsíní a komor. V srdeční přepážce se můstek dělí na dvě Tawarova raménka, která ve svalovině obou komor končí jako síť Purkyňových vláken. Po vzniku podráždění v sinusovém uzlíku dojde k systole síní a doplnění komor krví. „Následuje krátká přestávka, během níž se podráždění přenáší z pravé síně do komor, načež se smrští stěny komor a krev je vytlačena do arterií - systola komor. Komorové svaly se uvolní a následuje delší přestávka, kdy všechny oddíly srdce jsou ve stavu relaxace (diastola) a plní se krví, která přitéká z horní a dolní duté žíly“ [2] Systola trvá 0,3s a diastola 0,5s při 75 tepech za minutu.

[2], [4]



Obr. 1.2. Převodní systém srdeční [6]

Celý tento cyklus se dá zaznamenat pomocí přístroje, který se nazývá elektrokardiogram. Jedná se časový záznam změny elektrického potenciálu způsobenou srdeční aktivitou. Tento záznam je pořízen elektrokardiografem.



Obr. 1.3. Elektrokardiograf [7]

„Činnost srdce je provázena měřitelnými změnami řady fyzikálních veličin. Mezi projevy srdeční činnosti, ze kterých je možné vyhodnotit tepovou frekvenci, patří:

- Srdeční elektrická aktivita
- Akustické projevy srdeční činnosti
- Změny tlaku v krevním řečišti
- Změny rychlosti proudění krve v krevním řečišti
- Změny objemu tkáně v závislosti na jejím prokrvení
- Změny impedance tkáně v závislosti na jejím prokrvení

Tepová frekvence je v klidu u mužů asi 60-80 min^{-1}, u žen bývá obvykle o 6-8 tepů vyšší. Při extrémní námaze se může tepová frekvence zvýšit až na 200 min^{-1}“. [3]

1.3 Detekce tepové frekvence ze signálu EKG

Pro určení tepové frekvence je nejprve nutné ze signálu EKG detekovat jednotlivé srdeční cykly. Z časové vzdálenosti mezi jednotlivými cykly se poté vypočítá srdeční frekvence. V jednotlivých cyklech EKG signálu je nejvýraznější tzv. R-vlna, jedná se o pozitivně orientovanou výchylku následující po vlně Q. Za vlnou R následuje negativní výchylka vlna S, která s vlnami R a Q tvoří tzv. QRS komplex. Je to v podstatě trojúhelníkový kmit představující depolarizaci komor. K výpočtu tepové frekvence je nutné změřit časovou vzdálenost mezi dvěma vlnami R, tzv. R-R interval.

Většinou se využívá toho, že známe rychlost posunu papíru 25mm/sec. Dále se určí svod, kde je nejlépe vidět vlna R. Nakonec se změří rozestup R kmitů, tj. perioda, a vypočítá se tepová frekvence.

[6], [10]

1.4 Druhy tepové frekvence

Klidovou tepovou frekvenci rozeznáváme nejčastěji ráno po probuzení nebo těsně před spaním. Pohybuje v rozmezí 65 až 75 tepů za minutu, u trénovanějších jedinců klesá až k 50 tepům za minutu. Zvýšení klidové tepové frekvence o cca 10% může znamenat nedostatečné zotavení po zátěži, stres nebo začínající nemoc.

Aktuální tepová frekvence má vliv na redukci hmotnosti, vytváření svalů a tak podobně. Při vysoké frekvenci nedochází k žádnému spalování tuků. Naopak se trénuje vytrvalost a síla. Příliš nízká aktuální tepová frekvenci znamená neefektivní cvičení, kde se v našem těle prakticky nic neděje.

Hodnota maximální tepové frekvence odpovídá hodnotě maximální zátěže, kterou je organismus jedince schopen dosáhnout a krátkodobě i udržet. Je to hodnota individuální a odpovídá maximální spotřebě kyslíku. Více než tréninkem je ovlivněna věkem a pohlavím. Její hodnota je různá i ve vztahu ke způsobu zatížení. [5]

1.5 Přístroje pro měření tepové frekvence

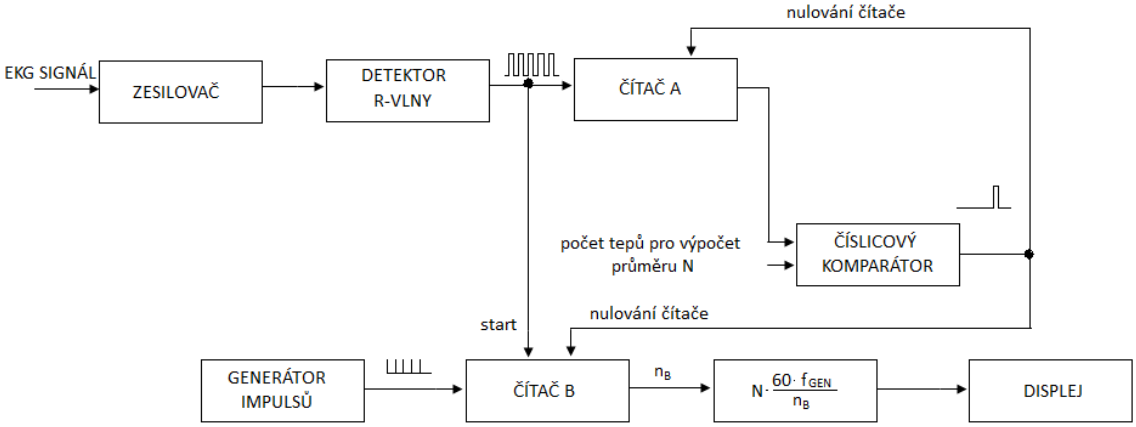
Tepová frekvence se dá měřit ručně i pomocí přístrojů. Níže je popsaný kardiotachometr s detektorem vlny R. V dnešní době se, hlavně u sportovců, používají sporttestry – náramkové hodinky.

1.5.1 Kardiotachometr

Tepovou frekvenci lze vyhodnocovat dvěma způsoby. Určuje se okamžitá hodnota tepové frekvence, nebo její průměrná hodnota, popřípadě se tyto dvě hodnoty můžou porovnávat. Pro určení číselné hodnoty tepové frekvence se většinou počítá průměr za několik posledních tepů. U všech jedinců totiž hodnota tepové frekvence není stále stejná, jedná se však o normální jev. Sledování okamžité hodnoty by znamenalo neustálou změnu dat při zobrazení na přístroji a nebylo by možné hodnotu odečítat. Porovnáním hodnoty okamžité a hodnoty průměrné tepové frekvence lze detekovat výskyt komorové extrasystoly, tj. předčasného stahu komor. Předčasnost stahu nelze hodnotit porovnáním s pevnou hodnotou, protože ta je různá u různých pacientů a navíc u daného pacienta může kolísat. Je proto nutné vytvořit neustále se měnící práh vyhodnocením průměrné tepové frekvence. „V kardiotachometru se převádí vstupní signál, který je závislý na tepové frekvenci, na veličinu s četností výskytu změn závislou na tepové frekvenci“. Příkladem může být signál ve tvaru sledu impulsů. U přístrojů se jako vstupní signál používá nejčastěji signál EKG. Jeho zpracování na požadovaný sled impulsů se provádí pomocí detektoru R-vlny. Blokové schéma kardiotachometru je na obr. 1. 3. Představuje realizaci přístroje na úrovni hardware, některé bloky mohou být v případě kompletní implementace realizovány softwarově. „Čítače mohou být například součástí vybavení mikroprocesoru nebo jednočipového mikropočítače. Signál EKG je zesílen na určitou úroveň a přiveden na vstup detektoru R-vlny. Čítač A dohromady s číslicovým komparátorem vymezuje dobu, za kterou je detekován zvolený počet R-vln označený N, tedy N tepů. První detekovaná R-vlna spouští měření časového intervalu, který je realizován generátorem impulsů o frekvenci f_{GEN} a čítačem B. Poté, co je naměřen zvolený počet R-vln, je čítání zastaveno. Čas, který uběhl za N tepů je přímo úměrný výstupu čítače n_B a frekvenci generátoru f_{GEN}:

$$t_N = \frac{n_B}{f_{GEN}}\left[s;-,s^{-1}\right] \tag{1}$$

Maximální chyba při takovém měření času je $\pm\frac{1}{f_{GEN}}$, tedy při dostatečně velké frekvenci f_{GEN} zanedbatelná. Chceme-li přesně měřit časový interval, během kterého uběhne např. N=10 tepů, tj. řádově jednotky sekund, zvolíme f_{GEN} v řádu kHz“**.** Naměřený časový údaj se využije pro výpočet hodnoty průměrné tepové frekvence, kterou zobrazíme na displeji. Čítače jsou vždy s příchodem N-té R-vlny nulovány a s příchodem další R-vlny nastane další měření. „Budeme-li chtít zobrazit výsledek měření jako počet tepů za minutu, musíme zvolený počet tepů N dělit změřeným časovým intervalem a výsledek násobit 60“. [3]



Obr. 1.3 Blokové schéma kardiostimulátoru [3]

1.5.2 Detektor R-vlny

Detektor R-vlny v rámci signálu EKG označuje výskyt každého komorového komplexu QRS. Výstupním signálem může být např. sled impulsů, z nichž každý odpovídá výskytu komorového komplexu. „Detektor musí pracovat nezávisle na:

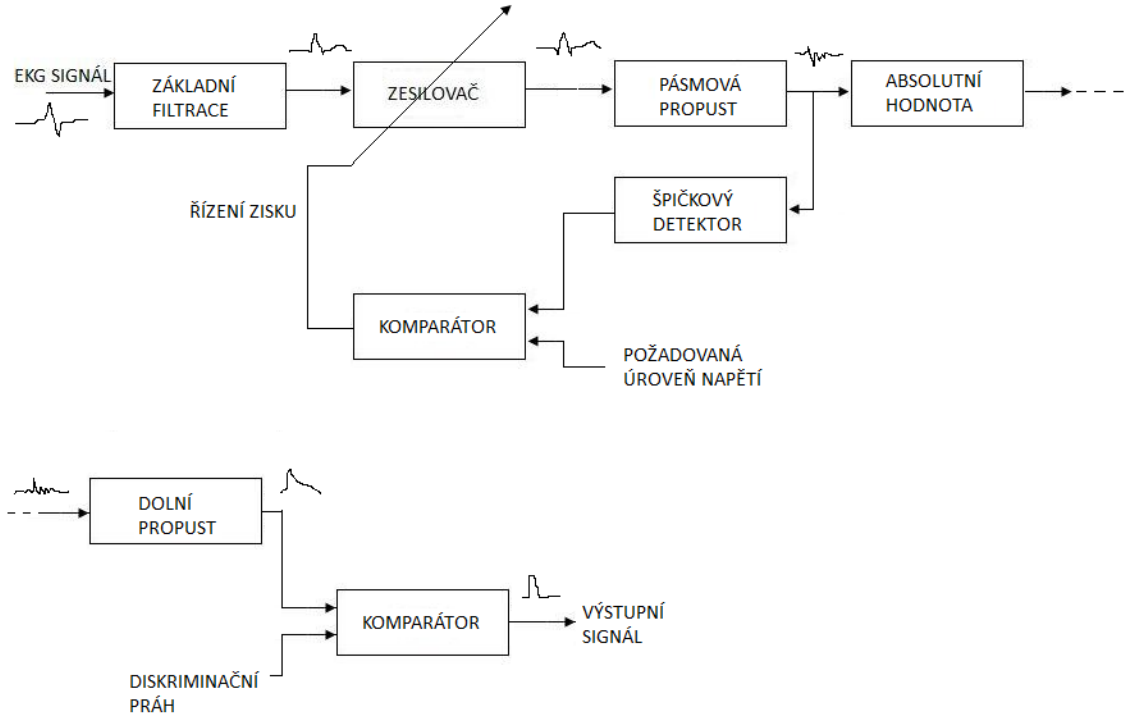
- Velikosti EKG signálů a jejich změnách
- Polaritě EKG signálů a jejich změnách
- Přítomnosti rušivých složek v EKG signál

Rušivé složky přítomné v EKG signálu mohou být:

- Dechové artefakty
- Rušení způsobená myopotenciály
- Elektrodové artefakty způsobené pohybem pacienta
- Rušení síťovým kmitočtem“

Signál EKG může být značně proměnlivý v závislosti na stavu pacienta. Je tedy pochopitelné, že odolnost detektoru vůči uvedeným faktorům nemůže být neomezená. Velkou část nežádoucího rušení je možno potlačit filtrací, protože pro nás je důležitý pouze detekce komorového komplexu. Artefakty vzniklé dýcháním pacienta se projevují jako rušivý signál s kmitočtem v rozmezí 0,15÷0,6 Hz. Myopotenciály se pohybují v oblasti kmitočtů 20÷500 Hz. Elektrodové artefakty zapříčiněné

pohybem pacienta zahrnují rušivé signály s kmitočty 0,2÷1,5 Hz. Rušení elektrovodnou sítí oblast jednoho kmitočtu, tj. 50Hz. Spektrum QRS komplexu se vyskytuje v kmitočtech od 2,5 Hz do 35 Hz, jeho nejvýraznější složky leží v rozsahu 5÷20 Hz. V detektoru R-vlny, viz obr. 1.4, je v první řadě provedena základní filtrace EKG signálu, která odstraní již zmíněné rušivé složky omezením frekvenčního pásma signálu na rozsah 0,05÷100 Hz. Zde se používají dva v sérii zapojené filtry. První filtr typu horní propust má dolní mezní frekvencí 0,05 Hz, druhý filtr je typu dolní propust s mezní frekvencí 100Hz. Jedná se o stejnou úpravu signálu, jaká se používá u elektrokardiografu. Následně je signál zesílen na požadovanou úroveň. „Prostřednictvím detektoru špičkové hodnoty a komparátoru je upravován zisk příslušného zesilovače. Následuje pásmová propust, která musí mít dosti strmou přenosovou charakteristiku a centrální frekvenci v rozmezí 15÷17 Hz. Tím dostáváme na jejím výstupu signál, obsahující především frekvenční složky komorového komplexu. Vytvoření absolutní hodnoty (např. kvadrátorem) vyloučí vliv polarity signálu. Následuje filtr typu dolní propust s horní mezní frekvencí 5÷6 Hz, čímž je signál vyhlazen. Strmost hran vzniklého impulsu je nakonec zvýšena prahováním“. U pacientů, kteří mají implantován kardiostimulátor, může činnost detektoru R-vlny a tím i kardiotachometru nepříznivě ovlivnit funkci kardiostimulátoru. Může nastat situace, kdy kardiostimulátor sice pracuje, avšak neúčinně. Hodnoty tepové frekvence získané tímto způsobem nejsou přesné. [3]



Obr. 1.4 Blokové schéma detektoru R-vlny [3]

2 Zátěžová funkční vyšetření

Hlavním cílem zátěžového funkčního vyšetření je sledovat a hodnotit reakce i chování organismu při navození přesně definované fyzické zátěže pacienta.

Zátěžová funkční vyšetření navazují a doplňují základní klinická vyšetření. Získávají se tak další důležité informace o stavu a funkci orgánů i celého organismu testovaného objektu – probanda.

Výsledky zátěžových testů se interpretují jak při diagnostice některých onemocnění, tak při sledování funkční výkonnosti v rámci leteckého a sportovního lékařství nebo hygieny práce.

[1]

2.1 Vliv zátěže na funkci organismu

Pro posouzení vlivu zátěže a zvláště zátěže fyzické na funkci organismu je nutné znát základní hodnoty energetické přeměny – bazální metabolismus.

U člověka je hodnota bazálního metabolismu dána výslednou energií, která se uvolnila v jeho těle za standardizovaných podmínek ve fyzickém i psychickém klidu 12 – 18 hodin po jídle, při stálé teplotě okolí. Část této energie se využívá k udržování životně důležitých orgánů: srdce, mozku a žláz s vnitřní sekrecí. Větší množství uvolněné energie se mění v teplo pro udržení tělesné teploty.

Bazální metabolismus ovšem není nejnižší hodnotou, na kterou může metabolismus klesnout. Obecně je bazální metabolismus závislý na hmotnosti, výšce a věku jednotlivce. Jeho nejužší vztah je k ploše povrchu těla *S*, kterou lze vypočíst z výšky *v* (cm) a hmotnosti *h* (kg) jedince:

$$S = 71{,}84 * v^{0{,}725} * h^{0{,}425} \left[cm^2\right] \qquad (2)$$

„Průměrná hodnota povrchu těla dospělé osoby je 1,73m^2“.

Rozdíly bazálního metabolismu jedinců jsou závislé nejen na pohlaví a věku, ale také na tělesné teplotě, funkci endokrinního systému a teplotě okolního prostředí. Při zvýšení tělesné teploty o 1°C vzroste bazální metabolismus o 10 – 14%. Okolní chlad zvyšuje metabolismus, teplejší okolní prostředí jej snižuje. Jídlo podporuje, hladovění naopak tlumí bazální metabolismus.

[1]

2.1.1 Fyziologické procesy

Zvýšené požadavky na přívod kyslíku tkáním při zátěži jsou opatřovány:

- „Vzestupem srdečního výdeje, který je určen součinem tepové frekvence a tepového objemu. Při zátěži vleže roste srdeční výdej jen zvyšováním tepové frekvence. Ve vzpřímené poloze je srdeční výdej nižší vzhledem k poklesu tlaku v plících. Při růstu zatížení se zvyšuje tepová frekvence i tepový objem“.
- Přerozdělením srdečního výdeje, který je založen na zvýšeném přívodu krve pracujícím svalům na úkor méně důležitých orgánů (CNS).
- Vzestupem kyslíkové extrakce, která zapříčiňuje zvýšení arteriovenózního rozdílu kyslíku zejména ve svalech. Jde tedy o nejefektivnější využití. [1]

2.1.2 Funkce organismu při zátěži

„Na počátku práce při zátěži, tedy za anaerobních podmínek (bez přístupu vzduchu), kdy není pracujícím svalům dodáváno dostatek kyslíku, můžeme množství potřebné energie vyjádřit chybějícím množstvím kyslíku. Je to takové množství, kterého by bylo potřeba pro výkon za plně aerobních podmínek, a je označován jako kyslíkový deficit. Oběhový a respirační systém pracují pomaleji“.

Na začátku zátěže, kdy je využíváno zásob kyslíku ze svalů a transport se pomalu zvětšuje, je velikost deficitu bezvýznamná. Při zátěži střední a vyšší je již deficit kyslíku značný. V průběhu zátěže se zvětšuje současně s tvorbou kyseliny mléčné. Ve fázi zotavování je hodnocen kyslíkový dluh, který je při velkých zátěžích vždy větší než deficit.

Rovnovážný stav nastane po přizpůsobení organismu na zátěž, kdy vznikne rovnováha mezi potřebou kyslíku a jeho poptávkou do organismu, mezi energetickou spotřebou a její dodávkou. V rovnovážném stavu je organismus způsobilý podat nepřetržitě optimální výkon. Tento stav je charakterizován stabilními hodnotami minutové ventilace, kyslíkové spotřeby, výdeje oxidu uhličitého a tepové frekvence. V realitním světě však neexistuje takový rovnovážný stav, při kterém by bylo možné udržet neomezeně dlouho zvýšený výkon v podmínkách metabolické rovnováhy. Pro tento relativní rovnovážný stav byl zaveden pojem ergostáza.

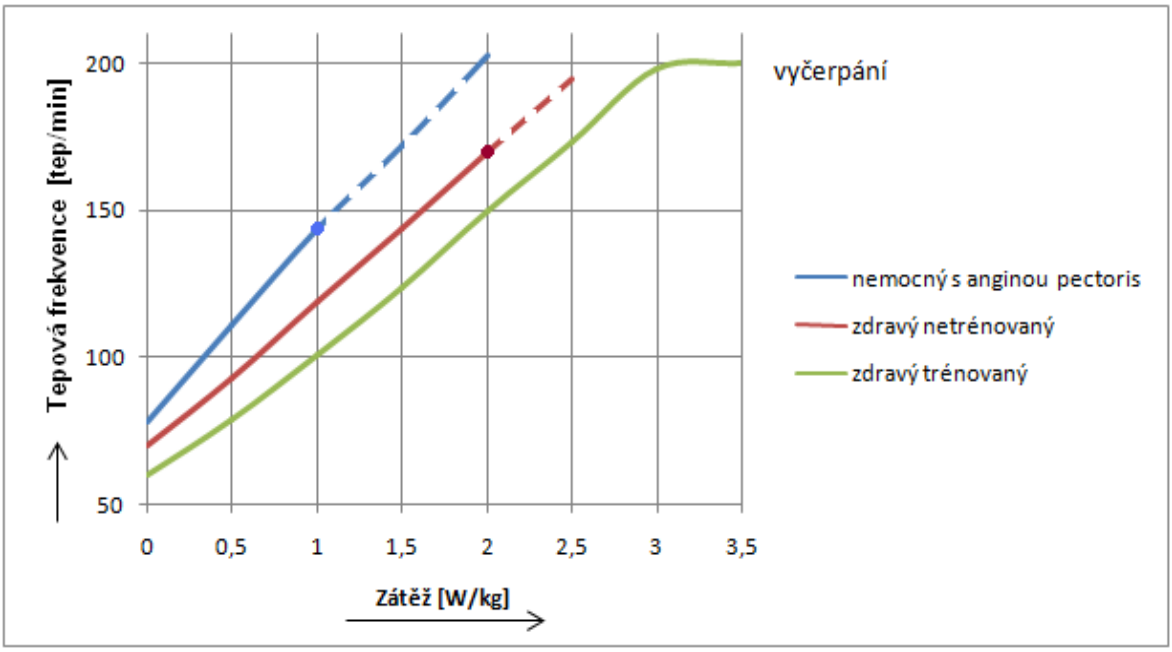
Fyzickou zátěží se mnohonásobně zvyšuje potřeba svalů na dodávání kyslíku i dalších živin a zároveň na odvádění škodlivých látek. Při zátěži po ustálení je spotřeba kyslíku pěti- až dvacetinásobkem bazální spotřeby, výdej oxidu uhličitého až čtyřicetinásobkem.

Těmto požadavkům se musí uzpůsobit jak metabolismus živin, tak i systémy kardiovaskulární, respirační, termoregulační, humorální a jiné.

Po 2 – 3 minutách působení střední a vyšší zátěže je všechna energie zdravého organismu získávána aerobním způsobem. Zdrojem energie se stávají sacharidy a tuky.

Změny při příjmu kyslíku na počátku zátěže a po jejím ukončení je různá u různých skupin jedinců. Diferencovanost mezi trénovanými a netrénovanými probandy jsou především ve využití kyslíku z vdechovaného objemu vzduchu. U aktivních sportovců je příjem kyslíku vyšší, a proto kyslíková spotřeba stoupá rychleji.

Trénovaný jedinec se do rovnovážného stavu dostává rychleji než netrénovaný, má menší kyslíkovou ztrátu i menší kyslíkový dluh. Obdobné rozdíly pozorujeme i u tepové frekvence a u tlaku krve. [1]



Obr. 2.1 Změny tepové frekvence se zátěží [1]

Krevní laktát vzniká štěpením glykogenu ve svalech a způsobuje rychlé a silné stahy. Vyplavení kyseliny mléčné do krevního oběhu na počátku zátěže je ovlivněno její tvorbou ve svalech. Po ukončení zátěže je rychle odbourávána novým okysličením ve výkonných svalech a zachytáváním v játrech a ledvinách. [1]

2.2 Standardizace zátěžových testů

Standardizace pracovního postupu zátěžových testů funkčních vyšetření je důležitá pro zajištění opakovatelnosti měření a pro možnost porovnávání výsledků různých pracovišť. Zátěžová funkční vyšetření se provádějí v mnoha nadstavbových a klinických oborech – jednotný postup vyšetření však dosud nebyl přijat.

Dosažené výsledky zátěžového testu jsou ovlivněny nejen technickým vybavením, ale i fyzickou způsobilostí pacienta a metabolismem jeho organismu. Vše je podmíněno celou řadou vnitřních i vnějších faktorů:

- „Vnější faktory
  - Klimatické podmínky
  - Parametry technického zařízení
  - Typy a aplikace elektrod
- Vnitřní faktory
  - Motivace ke spolupráci
  - Omezení příjmu potravin a tekutin, kouření
  - Vysazení léků“

Klimatickými podmínkami chápeme nejen teplotu, vlhkost a tlak vzduchu, ale také denní hodinu a roční období. Před vyšetřením by měl být pacient 10 – 15 minut v klidu. Během vyšetření je vhodné mít na sobě minimální oděv.

Parametry použitého technického zařízení musí splňovat požadavky jak dané diagnostické metody, tak i nejlepšího zpracování a interpretaci získaných výsledků. V dnešní době všechna odborná lékařská pracoviště využívají pro zpracování dat počítače typu PC nebo speciální diagnostické systémy.

Výběr druhu a vhodná aplikace elektrod při snímání nezbytných biosignálů má podstatný význam při omezování vzniku různých artefaktů. Těmi nejzákladnějšími artefakty jsou svalové artefakty, polarizační potenciály, změny odporu přechodu kůže – elektroda apod. Vždy jsou proto používány elektrody pro neklidové podmínky.

Pro vyhovující výsledek testu je kromě fyzické zdatnosti pacienta závislý velkou mírou i na jeho psychickém stavu. Proto jsou jeho motivace i postup celého vyšetření tak důležité. Taktéž se do výsledků testů promítají i metabolické změny v organismu. Je požadováno, aby před vlastním zátěžovým testem nebylo:

- po dobu 2 – 3 hodin podáváno jídlo
- konzumována káva nebo alkohol
- dovoleno kouření
- podávána farmaka

Pro zamezení účinku jakýchkoli léků je nutné jejich vysazení dlouhou dobu před testem.

Není-li z nějakého důvodu možné tyto podmínky dodržet, je třeba účinek farmak při interpretaci výsledků testu vzít v úvahu.

Kromě všech uvedených faktorů má pro objasnění výsledků testů zásadní vliv i pohlaví a věk testovaných osob. Krevní tlak klesá po zátěži pomaleji u žen než u mužů. „Při stejné zátěži mají ženy vyšší tepovou frekvenci a vyšší minutovou ventilaci, i když maximální minutová ventilace u žen je přibližně o 30% nižší v porovnání s muži“. U žen je maximální spotřeba kyslíku nižší a minutový objem srdce je naopak vyšší než u mužů při stejné zátěži. To je pravděpodobně způsobeno tím, že ženy mají nižší transportní schopnost krve pro kyslík – nižší koncentrací hemoglobinů. Hodnota maximální tepové frekvence v průběhu života klesá.

Způsob provedení zátěžových funkčních vyšetření v jednotlivých oborech má své zvláštnosti podmíněné charakterem vyšetření, způsobem snímání i vlastnostmi zpracovávaných biosignálů. Ve všech případech je však nutné sledovat celkový stav pacienta, jeho chování, reakce a schopnost udržet stupeň zátěže. [1]

3 Realizace měření

Měření bylo realizováno v Centru diagnostiky pohybu na Katedře tělesné výchovy na Ostravské univerzitě. Pracoviště bylo vybaveno běhacím ergometrem, který jsme použili pro naše měření. Na tomto typu ergometru jsou zatěžovány nejen dolní končetiny, ale i trup a paže. Zátěž je definována změnou rychlostí a sklonem pásu. U tohoto měření je možné pacienta zatížit až do jeho maxima, to znamená, že je možno změřit maximální hodnotu tepové frekvence a VO_{2MAX}. U bicyklového ergometru není toto možné realizovat.

Měření se účastnila skupina deseti lidí ve věkové kategorii od 21 let do 24 let. Z toho 4 ženy a 6 mužů. Nikdo z uvedených neměl žádné zdravotní problémy ani neužíval dlouhodobě žádné léky. Všichni dodrželi níže uvedené podmínky.

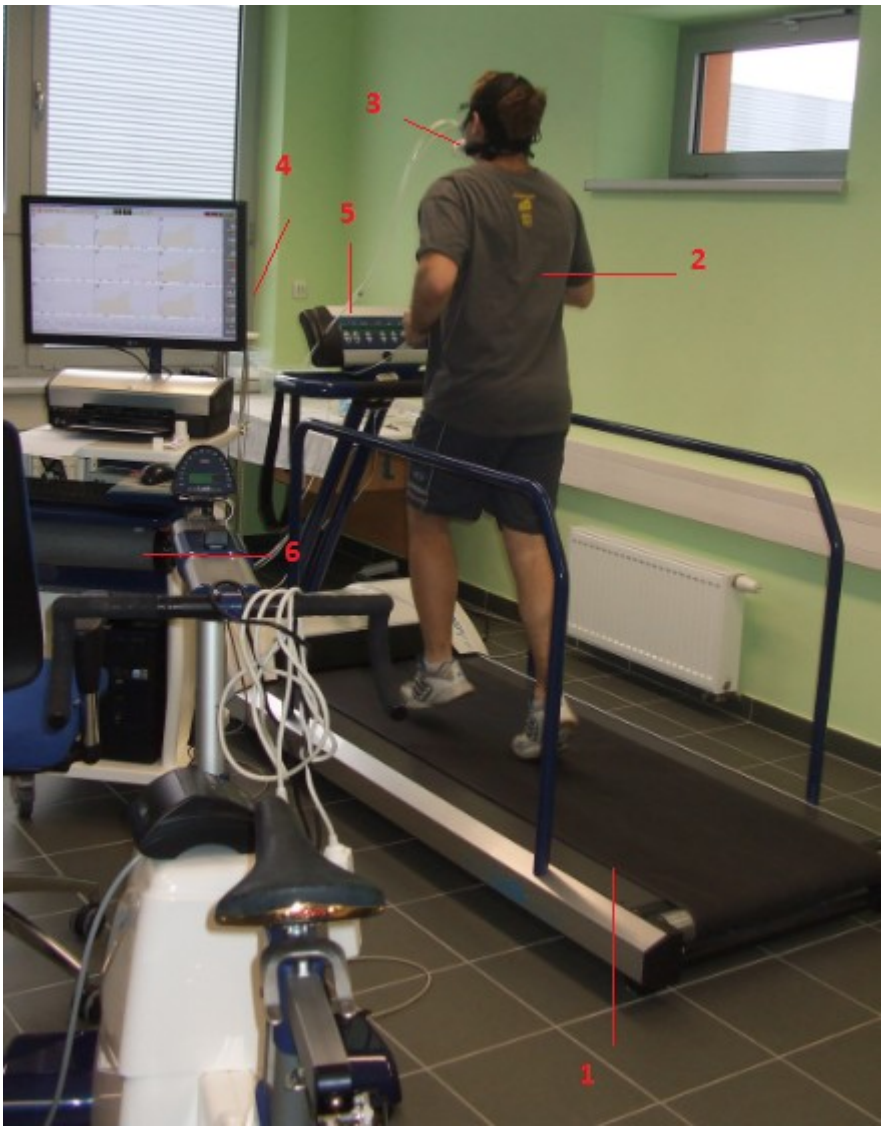
Týden před testem všichni zúčastnění obdrželi instrukce, které bylo nutno dodržet. Obsahovaly především pokyny co dělat a nedělat před samotným zátěžovým testem. Podmínkou bylo, aby účastníci nebyli pravidelní kuřáci, neužívali dlouhodobě léky, byli v dobré psychické a fyzické kondici. Poslední jídlo by mělo být podáno 2 – 3 hodiny před testem, 24 – 48 hodin před testem neprovádět jakoukoli neobvyklou a náročnou pohybovou aktivitu. Bylo nutné si vzít vhodné sportovní oblečení a obuv.

Měření bylo provedeno na běhacím pásu značky Lode Valiant (Groningen, Nederland) Dále bylo zapotřebí PC a v něm nainstalovaný příslušný program. Poslední zařízení, které pro naše měření bylo využito, byl hrudní pás od firmy Polar Electro, Oy, Findland pro měření srdeční frekvence. Měření vedl odborný pracovník Ostravské univerzity, který nejprve provedl kalibraci průtokového plynového analyzátoru a kalibraci ventilátorové membrány. Kalibrace se provádí v zájmu zajištění kvality a spolehlivosti daných přístrojů. Před každým měřením uvedl zúčastněný své jméno, příjmení, rodné číslo, výšku a hmotnost. Hrudní pás měl být umístěn na hrudi, těsně pod prsy. Ženy, které měly spodní prádlo s kosticemi, jej museli odložit, nebo použít sportovní spodní prádlo. A to z důvodu nepřesných dat naměřených hrudním pásem. Na tvář byla přiložena dýchací maska pro analýzu vydechovaných plynů. Byly řečeny základní instrukce, jak se zachovat, při ukončení testu, a také v jaké části pásu běžet, aby nedošlo k úrazu. Displej, který byl připojen k ergometru, ukazoval rychlost, čas a sklon pásu.

Vnější podmínky byly zaznamenávány a udržovány pomocí klimatizace na teplotě mezi 20°C – 23°C.

Běhat se začínalo při rychlosti 6km/h po dobu 2 minut. Následně se rychlost zvýšila na 8km/h, po 1 minutě se zvýšila na konečných 11km/h. Při této konstantní rychlosti se zvyšoval sklon běžícího pásu. Po uplynutí 1 minuty se sklon zvýšil na 5%. Následoval sklon 7%, 9%, 11% a 13%. To již v závislosti na fyzické zdatnosti každého probanda. Po ukončení testu se rychlost přístroje snížila na 3km/h po dobu 2 minut.

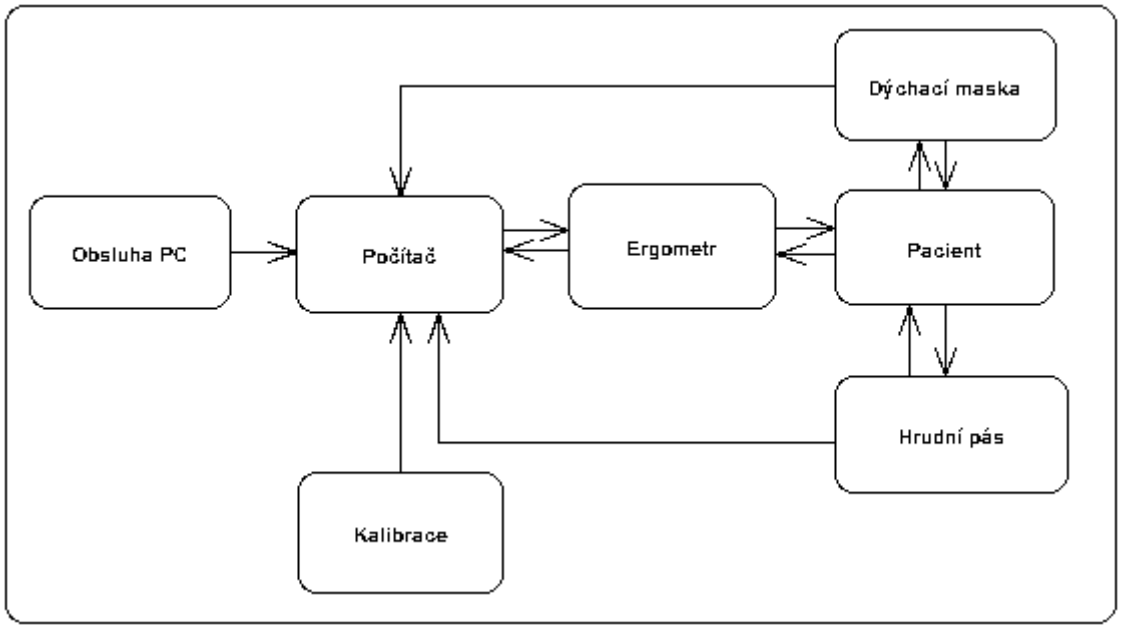
Byly dodrženy všechny podmínky pro provedení zátěžových testů.



Obr. 3.1. Popis měření

1. Běžící pás
2. Hrudní pás
3. Dýchací maska
4. Počítač
5. Displej pro zobrazení parametrů běžícího pásu
6. Kalibrace

3.1 Měřící řetězec



Obr. 3.2 Měřící řetězec

3.1.1 Technické parametry běžícího pásu značky Lode Valiant

- Nastavitelná rychlost pásu je 0,5 až 20km/hod.
- Běhací pás nabízí možnosti naprogramování rychlosti, sklonu a standardních testů
- Technické parametry:
- Rozsah rychlosti pásu 0,5 - 20 km/hod
- Nastavení sklonu 0 - 25 %
- Běhací plocha 50 x 150 cm
- Maximální hmotnost pacienta 160 kg
- Napájení 230 VAC, 50-60 Hz; 115 VAC, 50-60 Hz. (2 fáze)
- Motor 1,8 kW
- Komunikační rozhraní RS232
- Rozměry (D x Š x V) 213 cm x 90 cm x 135 cm
- Hmotnost 149 kg
- Bezpečnostní normy ISO 9001:2000, ISO 13485:2003, IEC 601-1
- Volitelné příslušenství - nastavení záporného náklonu -10 - 0% - Entrace plate - postranní madla - pevná - nastavitelná - pediatrické čelní madlo - opěrky rukou - širší / delší běhací plocha - bezpečnostní pás a stop při pádu [8]

Obr. 3.3 Běhací pas Lode Valiant

[8]

3.1.2 Princip činnosti hrudního pásu Polar Electro

V současnosti je nejdokonalejším a nejrozšířenějším způsobem měření tepové frekvence snímání srdeční ozvy přímo z hrudi pacienta. K tomuto účelu slouží hrudní pás, což je vlastně katoda, která snímá tyto odezvy a následně je jako vysílač posílá v digitální formě k přijímači – hodinky, počítač, atd. Přesnost tohoto měření odpovídá téměř přesnosti měření EKG. [11]

Hrudní pás se skládá ze dvou gumových pásů obsahující snímací elektrody a vysílací části, která je uprostřed spojuje. Pásy jsou napájeny bateriemi, které jsou uloženy ve vysílací části. Hrudní pásy jsou vodotěsné. [12]

Hrudní pás se připojuje na holé tělo v oblasti hrudníku. Má v sobě zabudované citlivé elektrody sloužící k měření elektrických impulsů, které vytváří naše srdce při každé kontrakci. Následně jsou tyto signály zesíleny, aby mohly být přeneseny do přijímače. Zachycené informace jsou zobrazovány na displeji. [12]

Obr. 3.4 Hrudní pás Polar

[9]

Obr. 3.5 Hrudní pás Polar

[13]

4 Zpracování dat

Všechny měřicí přístroje byly propojeny s počítačem a potřebná data byla zaznamenávána do příslušného programu. Pro další zpracování dat byl použit program Microsoft Excel. Ukázka změřených a zaznamenaných dat je v příloze 1 a 2.

4.1 Data získaná při měření

Údaje, které bylo nutné zjistit pro zpracování a vyhodnocení dat od každého probanda jsou uvedeny v tabulce 4.1.

Proband č. 1		**Proband č. 2**	
Pohlaví:	muž	Pohlaví:	muž
Věk:	21	Věk:	24
Výška:	182 cm	Výška:	172 cm
Hmotnost:	70 kg	Hmotnost	70 kg
Proband č. 3		**Proband č. 4**	
Pohlaví:	muž	Pohlaví:	žena
Věk:	23	Věk:	21
Výška:	173cm	Výška:	168 cm
Hmotnost:	75 kg	Hmotnost:	57 kg
Proband č. 5		**Proband č. 6**	
Pohlaví:	muž	Pohlaví:	žena
Věk:	21	Věk:	22
Výška:	196 cm	Výška:	171 kg
Hmotnost:	85kg	Hmotnost:	52 kg
Proband č. 7		**Proband č. 8**	
Pohlaví:	muž	Pohlaví:	muž
Věk:	21	Věk:	21
Výška:	180 cm	Výška:	170 cm
Hmotnost:	69 kg	Hmotnost:	60 kg
Proband č. 9		**Proband č. 10**	
Pohlaví:	žena	Pohlaví:	žena
Věk:	21	Věk:	22
Výška:	173 cm	Výška:	165 cm
Hmotnost:	61 kg	Hmotnost:	76 kg

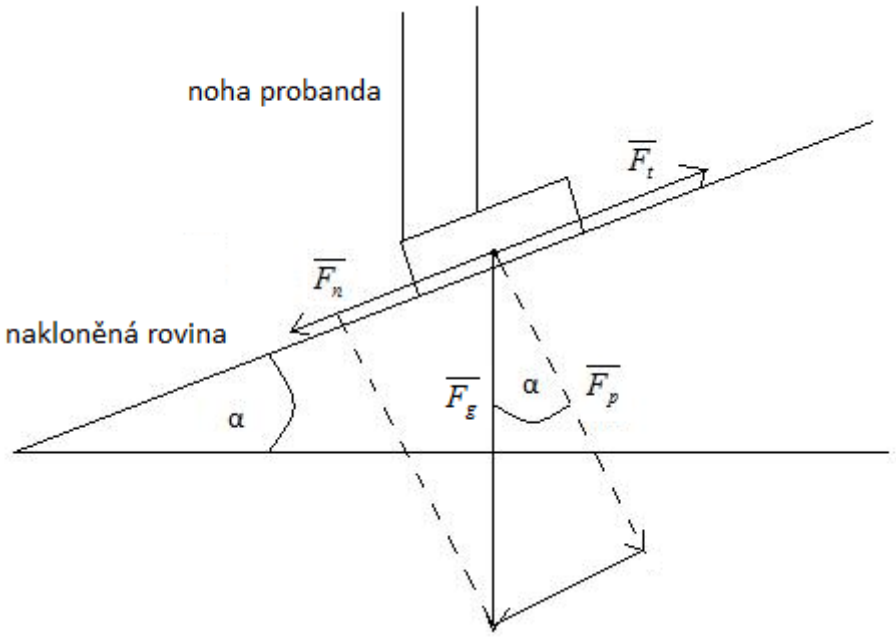
Tab. 4.1 Osobní údaje probandů

Data, která byla získaná měřením, byl čas, rychlost a sklon běžícího pásu a tepová frekvence. Čas byl zaznamenáván každých deset sekund. Rychlost byla měřena v km/h, pro další výpočty byly m/s převedeny dle vztahu níže.

$$v[km/h]/3{,}6 = v[m/s] \tag{3}$$

Sklon pásu byl udáván v procentech. Rozsah byl 0% - 25%. Aby se se sklonem dalo počítat, musela být procenta přepočítána na stupně. Přičemž 25% bylo 90°, z tohoto se odvodily i stupně pro naměřený sklon.

Nákres nakloněné roviny:



Obr. 4.1 Nakloněná rovina

Na obr. 4. 1 je nakloněná rovina (běžící pás) a těleso, které na ni působí (noha probanda). Síla F_p je síla, která těleso táhne dolů a síla F_t je síla, kterou působí podložka šikmo vzhůru. Prokluzování nohy na podložce brání síla smykového tření. Její maximální velikost je $F_{tmax} = fmg\cos\alpha = fF_N$. Její velikost však bývá menší tak, aby kompenzovala sílu F_p. Proto se její reálná velikost, pokud platí, že $F_p \leq F_{tmax}$, rovná síle F_p.

Na základě tohoto nákresu byl odvozen vzorec pro výkon:

Výpočet síly F_p, pro výpočet výkonu:

$$F_p = m.g.\sin\alpha[N] \tag{4}$$

Dosazení síly F_p do vzorce pro výpočet výkonu:

$$P = F_p.v[W] \tag{5}$$

Konečný vzorec pro výpočet výkonu, který byl použit v této práci:

$$P = m.g.v.\sin\alpha[W] \tag{6}$$

kde:

- F_n … síla, kterou „noha“ působí na podložku
- m…hmotnost probanda [kg]
- g …tíhové zrychlení, g = 9,81[m/s]
- v…rychlost pásu [m/s]
- sin α…úhel sklonu pásu [°]

Pro další zpracování dat byla z naměřených a vypočtených hodnot spočtena práce dle vztahu:

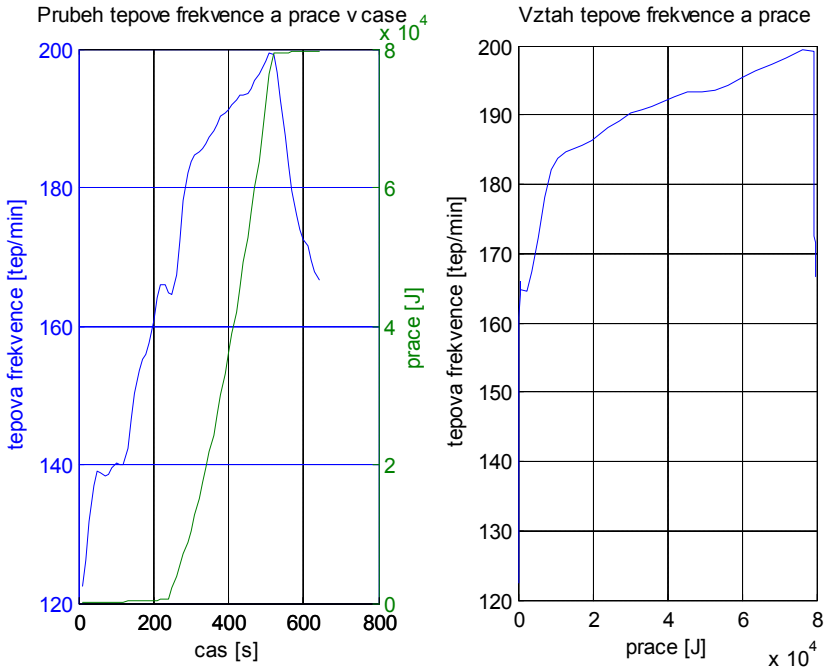
$$W = P.t[J] \tag{7}$$

V programu Matlab byly vykresleny grafy závislosti tepové frekvence na práci a grafy závislosti tepové frekvence na práci a čase.

Zdrojový kód z Matlabu:

```
clc; clear all; close all;
%%
load -ascii tepovafrekvence.txt;
load -ascii prace.txt;
%%
x=(10:10:640)';% ' dela transpozici - vymeni radky za sloupce
y1=tepovafrekvence;
y2=prace;
%%
figure;
subplot(1,2,1);
[AX,H1,H2] = plotyy(x,y1,x,y2,'plot');
set(get(AX(1),'Ylabel'),'String','tepova frekvence [tep/min]');
set(get(AX(2),'Ylabel'),'String','prace [J]');
xlabel('cas [s]');
grid on;
title('Prubeh tepove frekvence a prace v case');
%%
subplot(1,2,2);
line(y2,y1);
xlabel('prace [J]');
ylabel('tepova frekvence [tep/min]');
grid on;
title('Vztah tepove frekvence a prace');
```

Příklad vykresleného grafu u jednoho probanda:



Graf 4.1 Závislost tepové frekvence na práci a na čase

V grafu 4.1 je vidět, jak tepová frekvence roste v závislosti na rostoucí práci – zvyšující se zátěži. Přibližně od 500 sekund tepová frekvence klesá, také v závislosti na práci. Zde se už zátěž nezvyšuje. Proband v tomto časovém úseku jde klidně po běžícím páse – proband po zátěžovém testu odpočívá, jedná se o svalovou relaxaci.

4.2 Statistické zpracování dat

Statistiku je možno definovat jako vědní obor, který se zabývá hromadnými jevy a procesy. Statistika zahrnuje získávání analýzu i interpretaci získaných dat. Cílem statistického zpracování dat je podání informace o vlastnostech, povaze a zákonitostech projevujících se na pozorovaných datech. Získaná data se nejčastěji vyjadřují v tabulce.

Nejpoužívanější metody pro zpracování dat jsou korelační a regresní analýza. Slouží k matematickému popisu statistických závislostí a k ověřování vydedukovaných teorií.

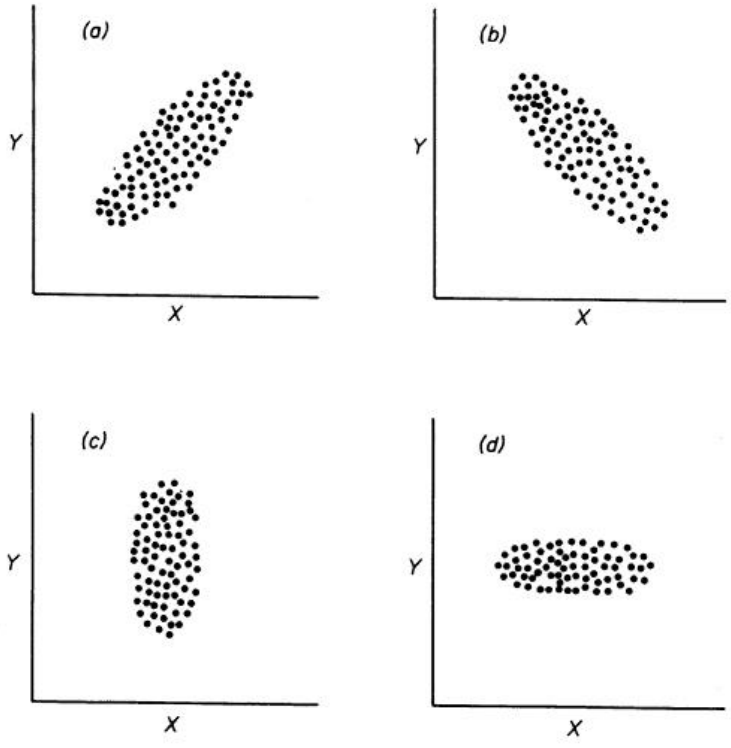
[14]

4.2.1 Korelační analýza

Korelace je vzájemný vztah mezi dvěma veličinami nebo procesy. Jestliže mezi těmito dvěma procesy je korelace, je pravděpodobné, že na sobě závisejí. Neznamená to však, že jeden z nich musí být příčinou a druhý následkem, to samotná korelace nedovoluje rozhodnout.

Ve statistice znamená pojem korelace vzájemný lineární vztah mezi dvěma veličinami x a y. Míru korelace určuje korelační koeficient, který může nabývat hodnot -1 až +1.

[15]



Obr. 4.2 Jednoduchá lineární korelace: Pozitivní korelace (a), negativní korelace (b), bez korelace (c, d)

Výpočet korelačního koeficientu r, kde s_x a s_y jsou směrodatné odchylky:

$$r = \frac{\sum_{i+1}^{n}(x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{(n+1).s_x.s_y} \tag{8}$$

Zjednodušeně:

$$r = \frac{\overline{x \cdot y} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} \tag{9}$$

kde výše uvedené hodnoty jsou vypočítány

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i}{n}, \quad \bar{y} = \frac{\sum_{i=1}^{n} y_i}{n} \tag{10}$$

Hodnota $\bar{x}$ představuje aritmetický průměr z hodnot tepové frekvence a hodnota $\bar{y}$ představuje aritmetický průměr z hodnot práce.

$$\overline{x \cdot y} = \frac{\sum_{i=1}^{n} x_i \cdot y_i}{n} \tag{11}$$

Součin $\overline{x.y}$ je aritmetický průměr součinu všech hodnot tepové frekvence a práce.

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(x_i - \bar{x})^2}\ , \ \sigma_y = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(y_i - \bar{y})^2} \tag{12}$$

Hodnoty σ_x a σ_y jsou směrodatné odchylky.

Aplikace korelační analýzy a výpočtu korelačního koeficientu pro tuto problematiku:

Pomocí korelace se zjišťovalo, jsou-li dvě hodnoty (v našem případě tepová frekvence a práce) na sobě lineárně závislé. Výpočtem korelačního koeficientu bylo potvrzeno, že tepová frekvence je téměř lineárně závislá na výkonu probanda.

Do vztahu (9) byly za x dosazeny hodnoty tepové frekvence, za y hodnoty práce.

Příklad výpočtu:

Aritmetický průměr spočtený ze všech hodnot tepové frekvence:

$$\bar{x} = \frac{122{,}335 + 126{,}24 + 131{,}752 + 136{,}907 + 139{,}037 + 138{,}784 + 138{,}281 + ... + 166{,}763}{64}$$

$$\bar{x} = 170{,}6884$$

Aritmetický průměr spočtený ze všech hodnot práce:

$$\bar{y} = \frac{17,98 + ... + 215,76 + ... + 278,67 + ... + 2203,61 + ... + 19644,96 + ... + 79601,1}{64}$$

$$\bar{y} = 30324,18$$

Aritmetický průměr spočtený vynásobením hodnot tepové frekvence a práce:

$$\overline{x.y} = \frac{122,335.17,98 + ... + 142,256.239,73 + ... + 164,642.2203,61 + ... + 166,763.79601,1}{64}$$

$$\overline{x.y} = 5634425$$

Směrodatná odchylka pro tepovou frekvenci:

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{64}(122,335 - 170,6884)^2 + ... + (186,301 - 170,6884)^2 + ... + (166,763 - 170,6884)^2}$$

$$\sigma_x = 21,78$$

Směrodatná odchylka pro práci:

$$\sigma_y = \sqrt{\frac{1}{64}(17,98 - 30324,18)^2 + ... + (2203,61 - 30324,18)^2 + ... + (79601,1 - 30324,18)^2}$$

$$\sigma_y = 32344,1$$

Korelační koeficient:

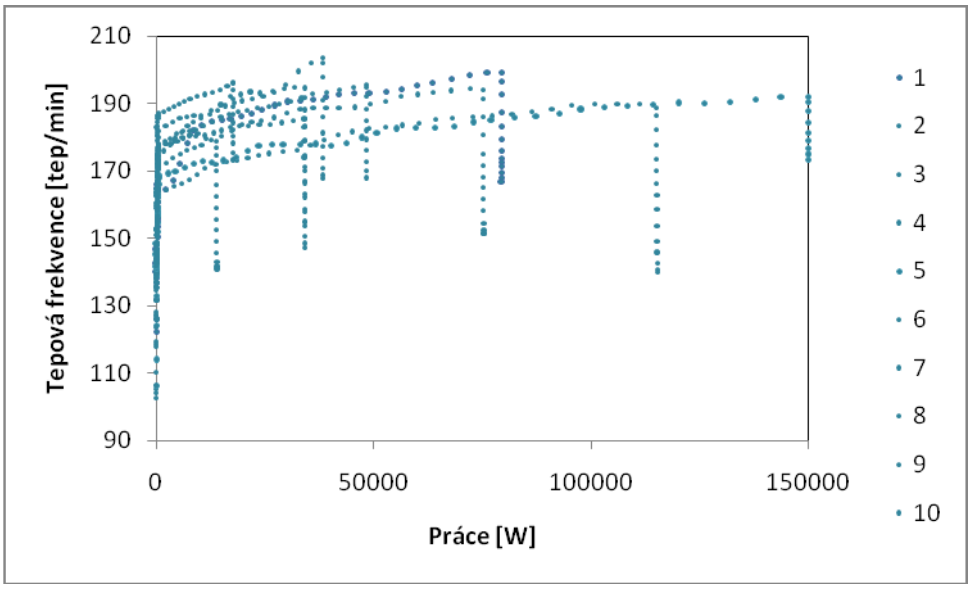
$$r = \frac{\overline{x \cdot y} - \bar{x} \cdot \bar{y}}{\sigma_x \cdot \sigma_y} = \frac{5634425 - 170,6884.30324,18}{21,78.32344,1} = 0,650774$$

Z toho vyplývá, že korelační koeficient je v rozmezí -1 až 1. Výsledek se blíží +1, proto jsou tepová frekvence a práce jsou na sobě téměř lineárně závislé.

V tabulce 4.2 jsou uvedeny hodnoty korelačních koeficientů pro jednotlivé probandy:

Proband č. 1		**Proband č. 2**	
r	0,651	r	0,4368
Proband č. 3		**Proband č. 4**	
r	0,4289	r	0,3733
Proband č. 5		**Proband č. 6**	
r	0,6354	r	0,4742
Proband č. 7		**Proband č. 8**	
r	0,6439	r	0,5982
Proband č. 9		**Proband č. 10**	
r	0,2286	r	0,2224

Tab. 4. 2 Korelační koeficient



Graf 4. 2 Pozitivní korelace

Z grafu 4. 2 vyplývá, že se mezi dvěma veličinami je vztah – jedná se o pozitivní korelaci.

4.2.2 Regresní analýza

Regresní analýza je statistická metoda, pomocí které odhadujeme hodnotu určité náhodné veličiny (závislé proměnné) na základě znalostí jiných veličin (nezávislé proměnné). Základem regresní analýzy je stanovit hypotézy, které se poté potvrzují, nebo vyvrací.

Stanovení hypotéz:

1. Tepová frekvence lineárně roste s rostoucí zátěží.
2. Hodnota maximální tepové frekvence se pohybuje v rozmezí od 180 tepů/min do 210 tepů/min.
3. Tepovou frekvenci ovlivňuje fyzická kondice i duševní rozpoložení.
4. Při stejné zátěži mají ženy vyšší tepovou frekvenci než muži.
5. Povrch těla (hmotnost a výška) ovlivňuje tepovou frekvenci.

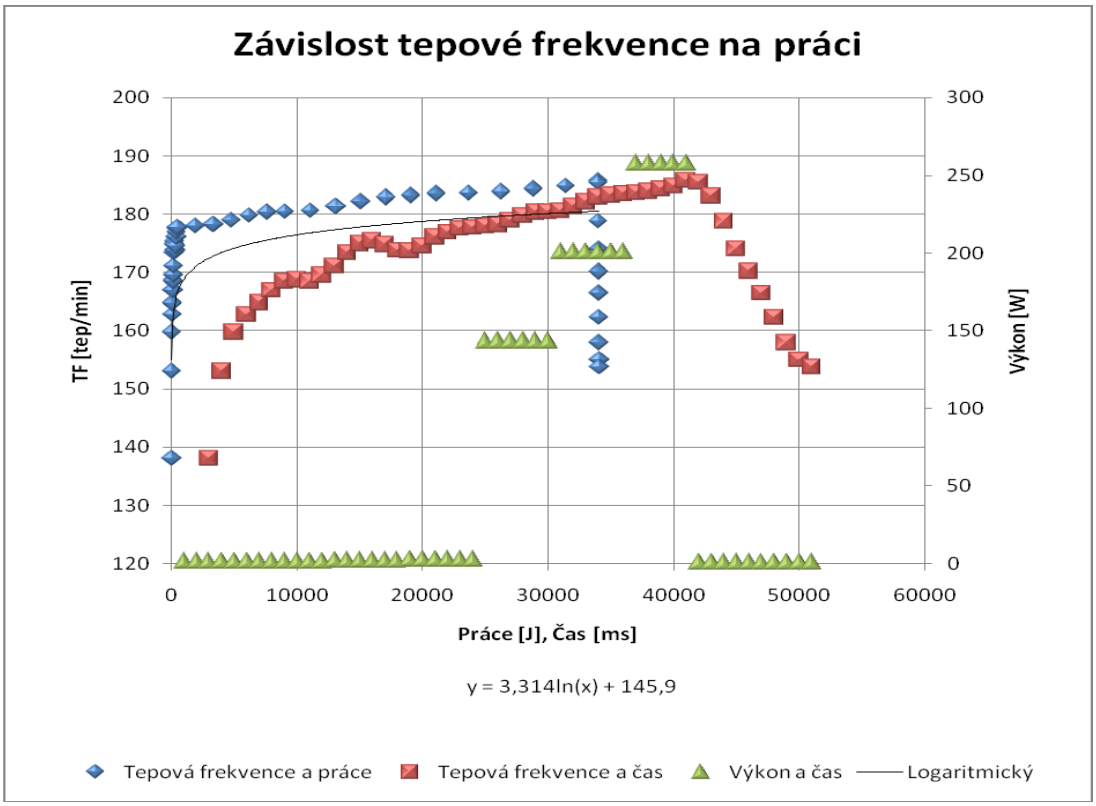
Pro zpracování dat pomocí regresivní analýzy bylo nutno vypočíst práci dle vzorce:

$$W_1 = P.t[J] \text{ a } W_n = W_{n-1} + P.(t_n - t_{n-10})[J] \qquad (11)$$

Poté byly vykresleny grafy závislosti tepové frekvence na práci, které byly proloženy přímkou regrese (spojnici trendu), která nejlépe kopírovala průběh závislosti. Protože v našem případě není v celém úseku závislost zcela lineární, grafy byly proloženy logaritmickou přímkou. Ke každé logaritmické přímce byla vynesena rovnice regrese. Ta je ovlivněna různými parametry, jako je věk, hmotnost, výška a celková fyzická i duševní kondice.

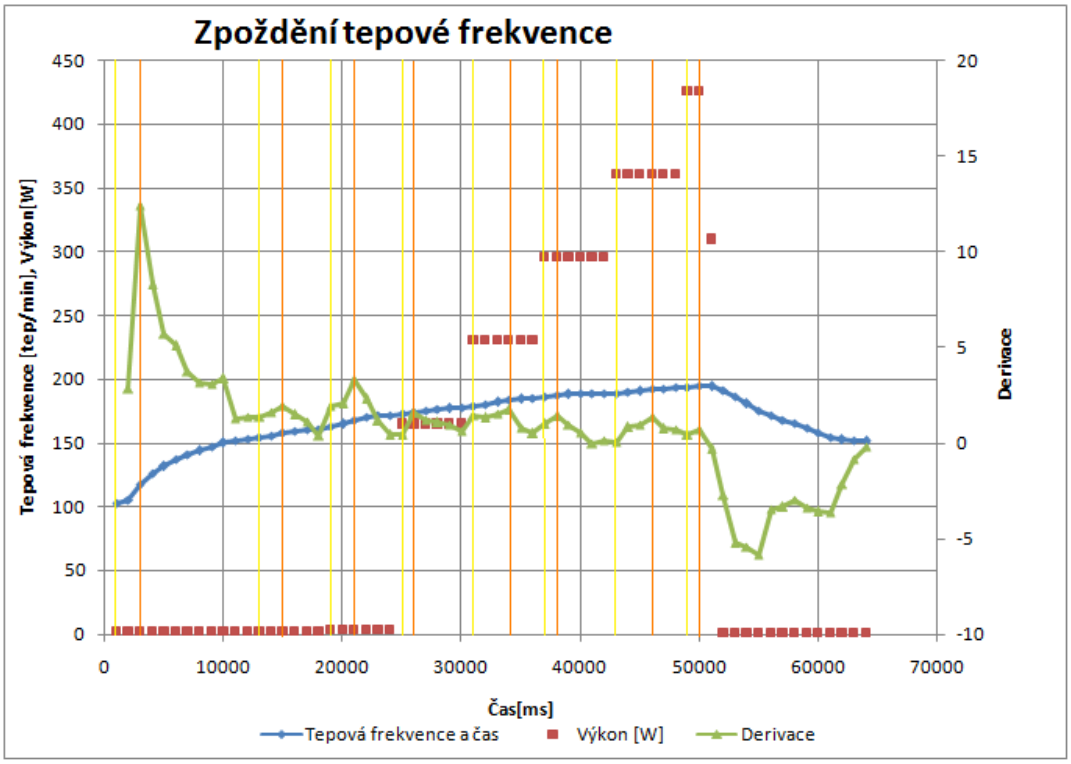
Pro lepší a přehlednější orientaci v grafu, bylo zároveň ze závislostí tepové frekvence na práci, vyneseno do grafu také závislost tepové frekvence na čase a závislost výkonu na čase. Hodnoty výkonu představují postupné zvyšování zátěže a také její snižování. Dále je možno z grafu vyčíst, jak se mění hodnoty tepové frekvence v závislosti na práci. Toto je popsáno níže u hypotéz.

Na níže uvedeném grafu je příklad závislosti tepové frekvence na práci a výkonu v čase.



Graf 4. 3 Závislost tepové frekvence na práci

Při bližším pozorování je možno vidět zpoždění tepové frekvence na výkonu. To znamená, že výkon se zvýšil tím, že se zvýšila rychlost a také sklon běžícího pásu, ale hodnota tepová frekvence rostla jen mírně. Tím dochází ke zpoždění.



Graf č. 4. 4 Zpoždění tepové frekvence – proband č. 2

Na grafu č. 4. 4 je příklad zpoždění tepové frekvence u jednoho probanda. Zpoždění bylo vykresleno pomocí derivace tepové frekvence. Zelená křivka je derivace a zákmity na této křivce představují změnu tepové frekvence.

Následně byla žlutou křivkou vyznačena změna zátěže (změna výkonu – zvýšení rychlosti nebo sklonu pásu). Oranžová křivka prolíná zákmity na křivce derivace – „zpožděné“ zvýšení tepové frekvence vzhledem k výkonu.

Čas (ms)	Výkon (W)	Zpoždění TF v čase (s)
1000	1,798	
3000	1,798	20
13000	2,397	
15000	2,397	20
19000	3,296	
21000	3,296	20
25000	164,627	
26000	164,627	10
31000	230,25	
34000	230,25	30
37000	295,646	
38000	295,646	10
43000	360,75	
46000	360,75	30
49000	425,499	
50000	425,499	10
Průměrné zpoždění:		**18,75**

Tab. č. 4. 3 Zpoždění tepové frekvence

V tabulce č. 4. 3 je spočteno zpoždění tepové frekvence u všech změn zátěže, a také průměrné zpoždění tepové frekvence, to vše u jednoho probanda. Sloupec zpoždění tepové frekvence v čase znamená, o kolik sekund později se zvýšila hodnota tepové frekvence vzhledem k výkonu.

Grafy jsou uvedeny v příloze 3. 1.

Příklad výpočtu průměrného zpoždění tepové frekvence u jednoho probanda:

$$\overline{Zp.} = \frac{20+20+20+10+30+10+30+10}{8} = 18{,}75s$$

Hypotéza č. 1

Tepová frekvence lineárně roste s rostoucí zátěží.

Zdroj: ROZMAN J. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: Academica, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3. Kapitola 10, Zátěžová funkční vyšetření, s. 168 – 197.

Tato hypotéza byla stanovena na základě prostudování literatury, která se touto problematikou zabývá.

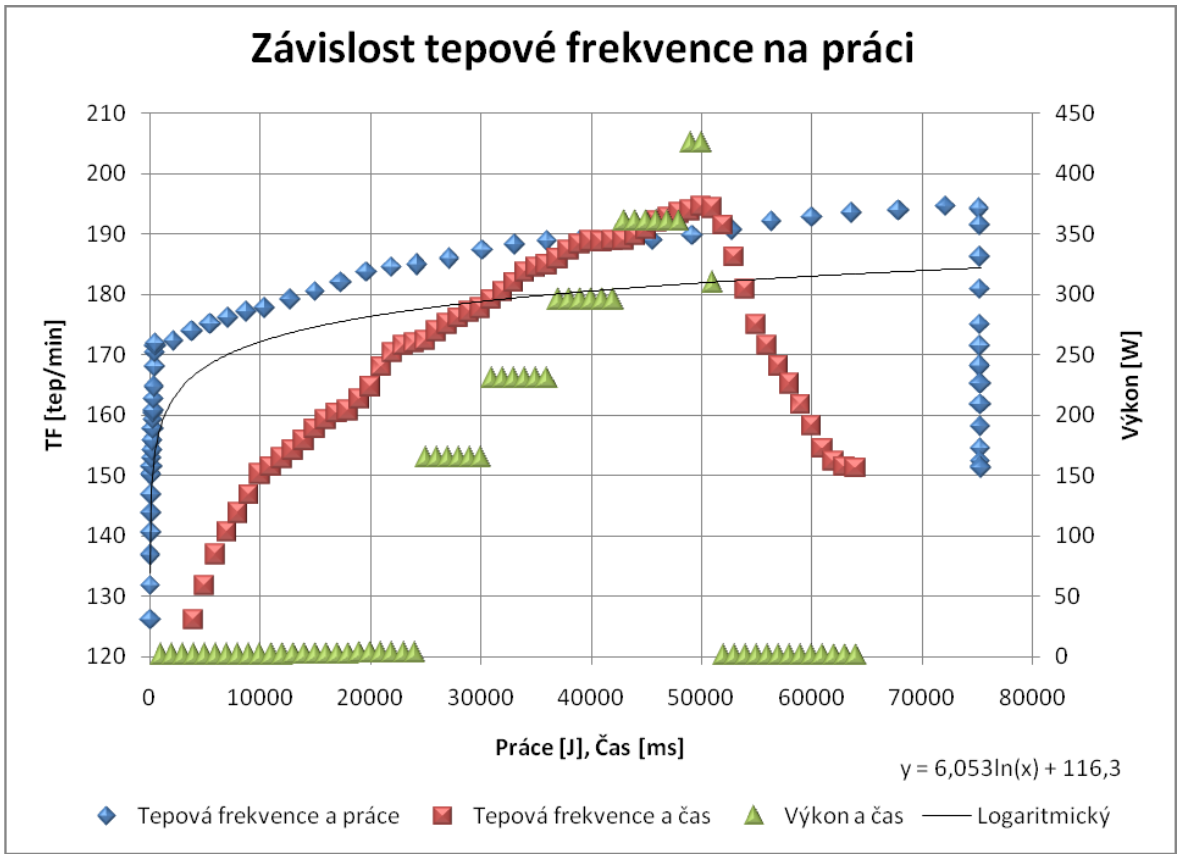
Hypotéza může být potvrzena, protože závislost tepové frekvence a zátěže, která je v tomto případě vyjádřená prací, je téměř lineární. Nepřesnost je způsobená řadou exogenních i endogenních faktorů. V grafu uvedeném níže je vidět, že během prvních 100 sekund roste tepová frekvence

rychleji, i přesto, že práce se téměř nemění. Po určitém čase se tepová frekvence zvyšuje jen mírně, v závislosti na rostoucí zátěži. Nakonec tepová frekvence klesá spolu se zátěží.

V úseku cca od 100s do maximální zátěže každého probanda, je závislost tepové frekvence na zátěži lineární. Hypotéza může být potvrzena.

Grafy jsou uvedeny v příloze č. 3. 2.

Na grafu uvedeném níže je příklad lineární závislosti tepové frekvence na zátěži.



Graf 4. 5 Proband č. 2

Hypotéza č. 2

Hodnota maximální tepové frekvence se pohybuje v rozmezí od 180 tepů/min do 210 tepů/min.

Zdroj: SEKERA, Jiří. *Jak měříme maximální tepovou frekvenci?* [online]. 31. 8. 2010 <http://www.sportvital.cz/sport/trenink/zatezova-diagnostika/jak-merime-maximalni-tepovou-frekvenci/>

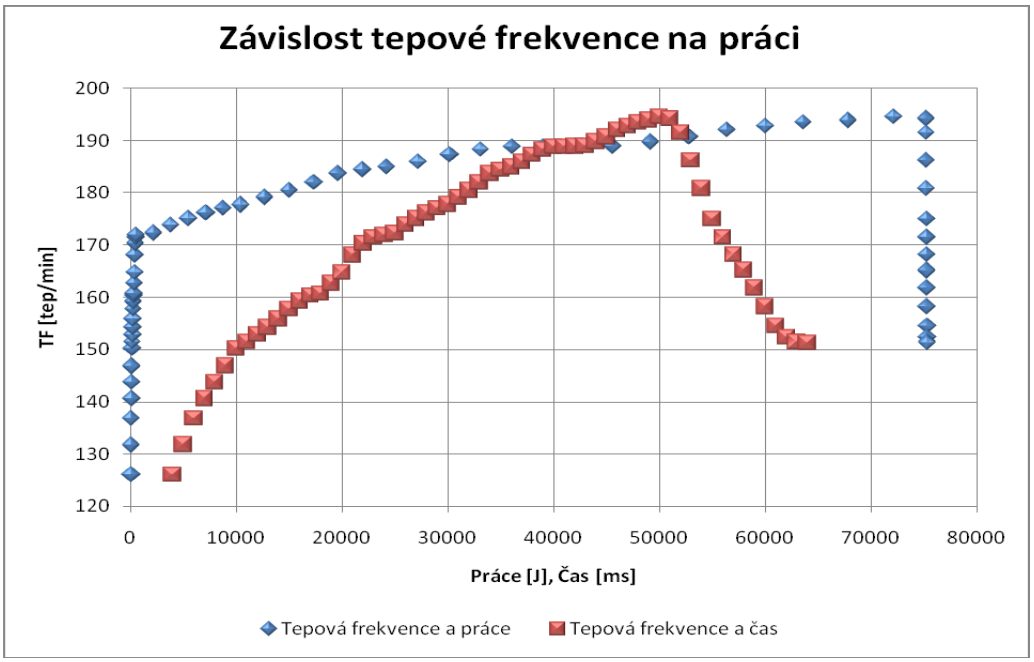
Hypotéza byla stanovena na základě prostudování článku, který se zabývá využitím měření hodnot tepové frekvence ve sportu. Grafy jsou v příloze 3. 3. Jak je vidět v tabulce níže může být tato hypotéza potvrzena.

V tabulce 4.4 je uvedena u každého probanda hodnota jeho maximální tepové frekvence, které při testu dosáhl.

Proband č. 1		**Proband č. 2**	
TF(max)	199,368 tep/min	TF(max)	194,544 tep/min
Proband č. 3		**Proband č. 4**	
TF(max)	190,037 tep/min	TF(max)	194,777 tep/min
Proband č. 5		**Proband č. 6**	
TF(max)	191,957 tep/min	TF(max)	196,244 tep/min
Proband č. 7		**Proband č. 8**	
TF(max)	203,569 tep/min	TF(max)	195,6 tep/min
Proband č. 9		**Proband č. 10**	
TF(max)	185,782 tep/min	TF(max)	181,107 tep/min

Tab. 4. 4 Hodnoty maximální tepové frekvence u každého probanda

Na níže uvedeném grafu je příklad dosažené hodnoty maximální tepové frekvence:



Graf 4. 6 Proband č. 2

Hypotéza č. 3

Tepovou frekvenci ovlivňuje fyzická kondice i duševní rozpoložení.

Zdroj: MUDr. MATOULEK, PhD., Martin. *Tepová* frekvence[online]. <http://www.zijzdrave.cz/rady-odborniku/slovnik-pojmu/tepova-frekvence>

Hypotéza vychází z výše uvedeného zdroje, který se zabývá touto problematikou.

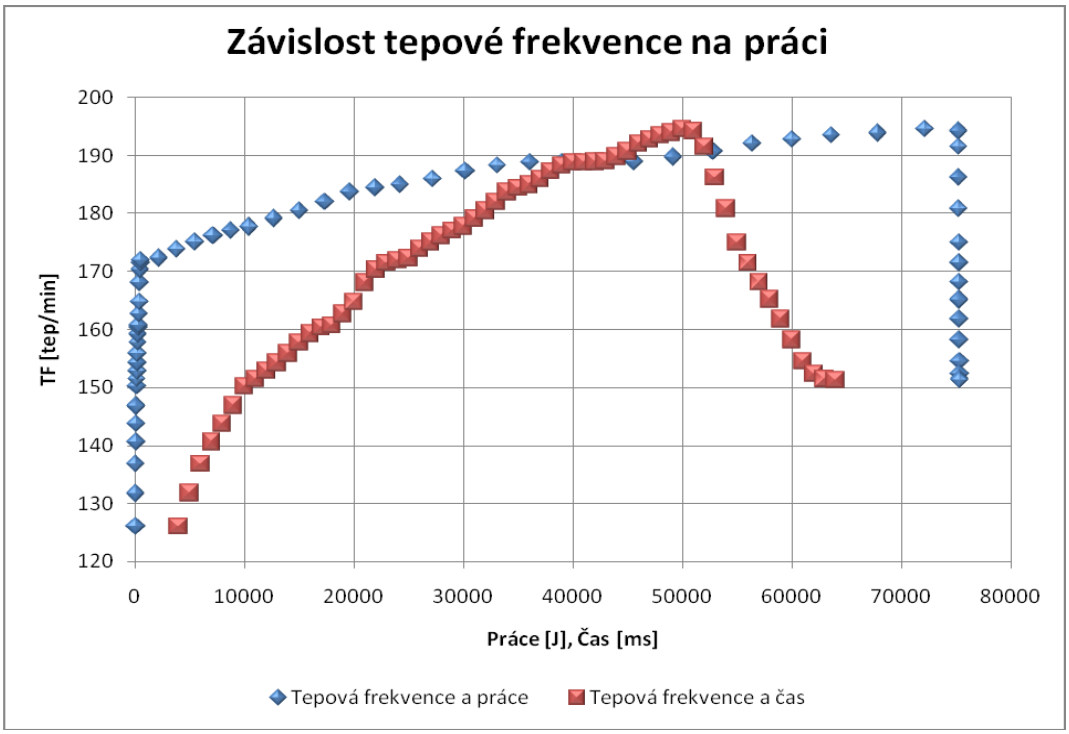
Trénovaný jedinec má menší hodnotu klidové tepové frekvence na počátku zátěže, rychleji dosáhne rovnovážného stavu a déle v něm dokáže setrvávat než jedinec netrénovaný. Z grafů, které jsou uvedeny v příloze č. 3. 3 vyplývá, že probandi č. 3 a 5 dosáhli nejvyššího stupně zátěže u mužů. Ovšem na počátku měření mají nejnižší hodnotu tepové frekvence probandi č. 2, 3, 5. U žen je podle naměřených hodnot nejvíce trénovaný proband č. 4, který také dosáhl nejvyššího stupně zátěže. Nejnižší hodnotu tepové frekvence na počátku zátěže má proband č. 9. U této hypotézy byl

zohledňován nejvyšší stupeň zátěže a také nejnižší hodnotu tepové frekvence na počátku zátěže. Nejvyšší stupeň zátěže znamená dosažení nejdelší doby trvání zátěžového testu a zároveň nejvyšší stupeň zátěže, který je definován rychlostí a sklonem pásu.

U probanda č. 4 je také vidět vysokou hodnotu tepové frekvence na začátku zátěže a poté její snížení. Nakonec se tepová frekvence zvyšovala spolu se zátěží. Tento jev byl způsobený psychickým faktorem, a tím byla nervozita.

Tato hypotéza může být potvrzena.

Na níže uvedeném grafu je příklad závislosti tepové frekvence na fyzické kondici:



Graf 4. 7 Proband č. 2

Hypotéza č. 4

Při stejném stupni zátěže mají ženy vyšší tepovou frekvenci než muži.

Zdroj: ROZMAN J. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: Academica, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3. Kapitola 10, Zátěžová funkční vyšetření, s. 168 – 197.

Tato hypotézu byla stanovena na základě literatury, která se tímto tématem zabývá.

Pro vyhodnocení této hypotézy byly zvoleny 4 stupně zátěže, kterých dosáhl každý proband. Byly zaznamenány hodnoty tepové frekvence při těchto stupních zátěže.

čas[s]	Rychlost [km/h]	Sklon[%]
100	6	0,10
150	8	0,10
200	11	0,10
250	11	5
300	11	5

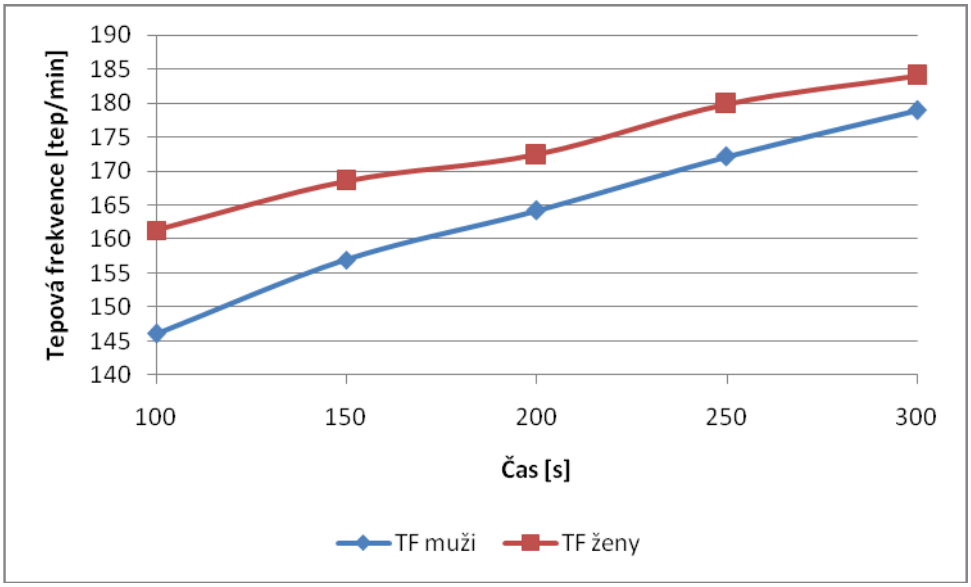
Tab. č. 4. 5 Stupně zátěže v určitém čase

Průměrné hodnoty tepové frekvence u mužů a u žen:

čas[s]	TF[tep/min] ženy	čas[s]	TF[tep/min] muži
100	161,2608	100	146,1015
150	168,5845	150	156,977
200	172,3843	200	164,183
250	179,9025	250	172,0932
300	184,022	300	178,9233

Tab. č. 4. 6 Průměrné hodnoty tepové frekvence při zátěži u žen a u mužů

Na grafu uvedeném níže je vidět, že ženy mají v každém definovaném stupni zátěže vyšší frekvenci než muži. Na základě toho může být hypotéza potvrzena.



Graf 4. 8 Závislost tepové frekvence na zátěži v určitém čase u žen a u mužů

Hypotéza č. 5

Povrch (hmotnost a výška) těla ovlivňuje tepovou frekvenci.

Zdroj: ROZMAN J. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: Academica, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3. Kapitola 10, Zátěžová funkční vyšetření, s. 168 – 197.

Jak správně cvičit se sporttesterem? [online]. <http://www.insportline.cz/radce/97-jak-spravne-cvicit-se-sporttesterm>

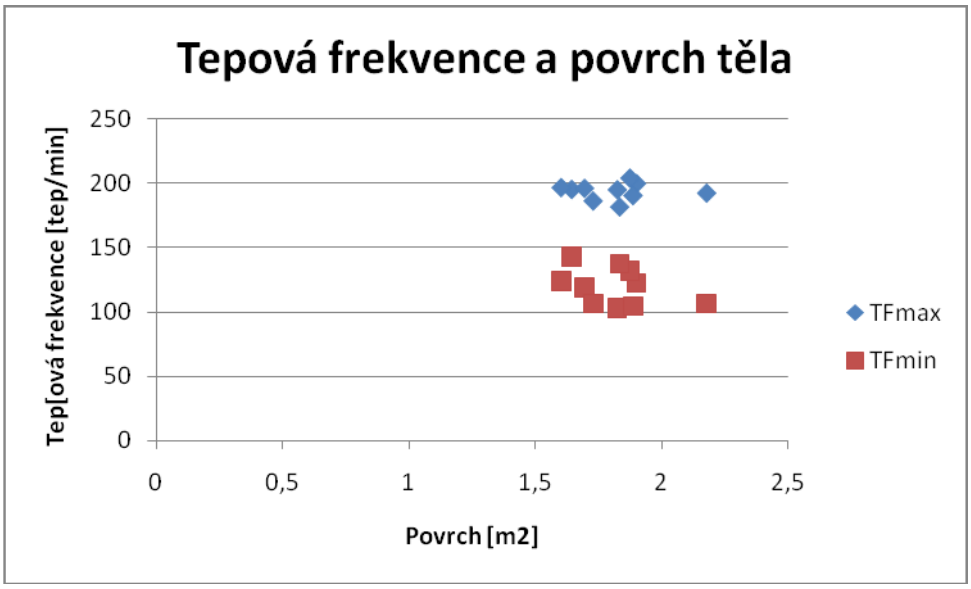
Tato hypotéza byla stanovena na základě prostudování literatury, která je uvedena výše.

Povrch těla byl vypočten dle vzorce:

$$S = 71{,}84 * v^{0{,}725} * h^{0{,}425} / 1000 \left[m^2\right] \qquad (12)$$

Z grafu 4. 9 vyplývá, že povrch těla neovlivňuje tepovou frekvenci. Jsou zde vykresleny pouze dva shluky bodů, ze kterých nelze vyčíst žádnou závislost tepové frekvence na povrchu těla.

Hypotézu je možno vyvrátit.



Graf č. 4. 9 Tepová frekvence a povrch těla

5 Závěr

Cílem této bakalářské práce bylo prokázat závislost tepové frekvence na pohybu, který byl vyjádřen prací. Měření probíhalo na běžícím pásu značky Lode Valiant. Tepová frekvence byla měřena pomocí hrudního pásu značky Polar.

Jednalo se o zátěžový test, kdy probandi měli běžet do maxima. Jednotlivé stupně zátěže se definovaly zvyšováním rychlosti a zvětšováním sklonu pásu. Na základě tohoto měření jsem sestavila měřící řetězec a uvedla jsem principy a parametry běžícího a hrudního pásu. Ze získaných dat jsem pomocí programu Matlab sestavila graf závislosti tepové frekvence na typu definované zátěže v určitém časovém intervalu.

Následně jsem naměřená data zpracovala vhodnými statistickými metodami. První byla korelace, kde jsem vypočetla korelační koeficient a určila, že závislost tepové frekvence a práce je téměř lineární. Další statistickou metodou, kterou jsem v této práci použila, byla regresní analýza. Stanovila jsem pět hypotéz, které jsem potvrdila nebo vyvrátila dle získaných dat a vytvořených grafů. Hypotézy jsem stanovila na základě prostudování různých zdrojů, které se touto problematikou zabývají. Hypotézu č. 1: Tepová frekvence roste s rostoucí zátěží, jsem na základě vykreslení grafů, potvrdila. Hypotézu č. 2: Hodnota maximální tepové frekvence se pohybuje v rozmezí od 180 tepů/min do 210 tepů/min, jsem potvrdila z naměřených dat. Hypotézu č. 3: Tepovou frekvenci ovlivňuje kondice i duševní rozpoložení a hypotézu č. 4: Ženy mají při stejné zátěži vyšší tepovou frekvenci než muži, jsem také z naměřených dat a na základě vykreslení grafů potvrdila. Poslední hypotézu č. 5: Povrch těla (hmotnost a výška) ovlivňuje tepovou frekvenci, jsem na základě vykreslení grafů, vyvrátila. Grafy, přímky i rovnice regrese jsem vytvořila v programu Microsoft Excel.

Možné nepřesnosti nebo odchylky naměřených dat jsou způsobeny endogenními faktory. Tepová frekvence je velmi citlivým indikátorem zdravotního stavu a je ovlivnitelná jak fyzickým tak i psychickým rozpoložením každého probanda.

Seznam užité literatury:

[1] ROZMAN J. Elektronické přístroje v lékařství. 1. vydání. Praha: Academica, 2006. 408s. ISBN 80-200-1308-3. Kapitola 10, Zátěžová funkční vyšetření, s. 168 – 197.

[2] NOVOTNÝ I. - HRUŠKA M. Biologie člověka. 3. Vydání. Praha 1: Fortuna, 2005. 240s. ISBN 80-7168-819-3. Kapitola 2.3.2, Činnost srdce, s. 51 – 55.

[3] ČERNÝ M. – IMRAMOVSKÝ M. – TIEFENBACH. P. Lékařské diagnostické přístroje. 1. Vydání. Ostrava: VŠB – Technická univerzita Ostrava, 2004. 332s. ISBN 80-248-0751-3. Kapitola 13, Měření tepové frekvence, s. 279 – 281.

[4] JELÍNEK J. – ZICHÁČEK V. Biologie pro gymnázia. 4. Vydání. Olomouc: Nakladatelství Olomouc, 2000. 544s. ISBN 80-7182-107-1. Kapitola, Soustava oběhová, s. 257 – 263.

[5] *Tepová frekvence* [online]. 11. Červen 2009, <http://www. cyklistikakrnov.com/Clanky/Clanky/Proc-merit-tepovou-frekvenci.htm>

[6] *EKG*[online]. 2006, <gerstner.felk.cvut.cz/biolab/ .../Dostal%20Jiri/prezentace_ekg.ppt>

[7] *EKG* [online]. 2009, <http://www.ikem-kardiologie.cz/pro-pacienty/vysetreni-a-zakroky/ekg.html>

[8] *Běhací pás LODE valiant* [online]. < http://www.compek.cz/behaci-pasy-lode-valiant.htm>

[9] *Hrudní vysílač Polar T31 nekódovaný* [online]. <http://www.global-sport.cz/global-cyklo/pulsmetry-sporttestery/prislusenstvi/hrudni-vysilac-polar-t31-nekodovany-97-103-018.html>

[10] *QRS detektor v prostředí simulink* [online]. 29. Září 2006 <http://dsp.vscht.cz/konference_matlab/MATLAB06/prispevky/funda/funda.pdf>

[11] Hledejceny.cz. *Hrudní pás POLAR T34*[online]. <http://doplnky-k-fitness.hledejceny.cz/hrudni-pas-polar-t34/>

[12] *Co umí „sporttester"?* [online]. <http://kolo.cz/clanek/co-umi sporttester/kategorie/rady-doplnky>

[13] *Hrudní pás Polar Wearlink Nike+* [online]. <http://www.plavani-potapeni.cz/plavecke-potapecske-potreby/sporttestery-polar/prislusenstvi/hrudni-pas-polar-wearlink-nike-/>

[14] *Základní pojmy* [online]. 16. Leden 2006 <http://www2.zf.jcu.cz/public/departments/kmi/MSMT_05/zakladni%20pojmy.pdf>

[15] *Korelace* [online]. 17. Duben 2011 <http://cs.wikipedia.org/wiki/Korelace>

Seznam příloh

1. Tabulka dat získaných při měření
2. Tabulka dat s přepočtenými hodnotami
3. Grafy závislosti tepové frekvence na práci
   3.1. Zpoždění tepové frekvence na výkonu
   3.2. Lineární závislost tepové frekvence na práci
   3.3. Hodnoty maximální tepové frekvence; Ovlivnění tepové frekvence fyzickým i duševním rozpoložením