

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická



BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta elektrotechnická

Katedra kybernetiky

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: Martin Kozel
Studijní program: Elektrotechnika a informatika (bakalářský), strukturovaný
Obor: Kybernetika a měření
Název tématu: Závislost tepové frekvence na psychické zátěži


Pokyny pro vypracování:

1. Z dostupné literatury prostudujte vhodné metody pro měření závislosti tepové frekvence na psychické zátěži.
2. Otestujte vhodnost přístroje Polar pro splnění zadání práce.
3. Navrhněte vhodné zátěžové testy s možností řízení jejich složitosti hodnotami tepové frekvence.
4. Proveďte řadu měření na testovaných osobách s grafickými výstupy.
5. Dosažené výsledky formalizujte a diskutujte jejich použitelnost pro klasifikaci stresovatelnosti u testovaných osob.


Seznam odborné literatury: Dodá vedoucí práce.

Vedoucí bakalářské práce: doc. Ing. Vladimír Eck, CSc.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2011/2012


prof. Ing. Vladimír Mařík, DrSc.
vedoucí katedry




prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 7. 12. 2011

Prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne 20.5.2012


.....
Podpis autora práce

Poděkování

Rád bych poděkoval Doc. Ing. Vladimíru Eckovi, CSc za odborné vedení práce, podporu, poskytnuté rady a projevenou trpělivost při komunikaci. Děkuji taky všem lidem, kteří si udělali čas a byli ochotni absolvovat psychické zátěžové testy.

Abstrakt

Tato práce se zabývá měřením závislosti tepové frekvence na psychické zátěži. Práce zahrnuje podrobný fyziologický rozbor problému. Zkoumány jsou činnost lidského srdce, srdeční revoluce, převodní systém srdeční, vzniku a řízení tepové frekvence. Práce obsahuje popis několika metod měření tepové frekvence včetně pletysmografie, fonokardiografie a elektrokardiografie. Metody jsou stručně představeny, uvedeny jsou také výhody a nevýhody jejich použití.

Pro generování psychické zátěže jsou použity vizuální zátěžové testy. Během zátěžových testů je řešena série úkolů, která vyžaduje zvýšené soustředění. Šest testovaných osob řeší dva zátěžové testy, během kterých je snímána tepová frekvence a vstupní signál. Vstupní signál určuje míru psychického zatížení testované osoby. Naměřená data jsou zpracována a vynesena do grafů. V grafech je synchronně vynesena vstupní a výstupní signál. Výstupní signál určuje fyziologickou reakci lidského těla. Tuto reakci představuje změna tepové frekvence.

Abstract

This work deals with a measuring of dependency of the heart rate on the mental strain. The work includes detailed physiological analysis of the problem. We research the heart rate activity, the cardiac cycle, electrical conduction of the heart, formation and control of the heart rate. The work incorporates description of heart rate measuring methods inclusive of plethysmography, phonocardiography and electrocardiography. The methods are shortly introduced, we state advantages and disadvantages of their application.

For generating a mental strain are used visual stress tests. In the course of strain tests is solved series of the tasks, these require increased concentration. Six persons solve two strain tests, during these is measured their heart rate and input signal. Input signal determinates size of the mental strain. Measured data are processed and graphically interpreted. In the graphs is synchronously showed input and output signal. Output signal determines physiological response of human body to the mental strain. This reaction represents a change of the heart rate.

Obsah

1	Úvod.....	7
2	Anatomie srdce	8
2.1	Dutiny srdce	9
2.1.1	Pravá síň.....	9
2.1.2	Pravá komora	9
2.1.3	Levá síň.....	9
2.1.4	Levá komora	9
2.2	Srdeční revoluce	10
2.2.1	Napínací fáze systoly	10
2.2.2	Vypuzovací fáze systoly	10
2.2.3	Relaxační fáze diastoly	11
2.2.4	Plnicí fáze diastoly.....	11
2.2.5	Porovnání fází srdečního cyklu.....	12
2.3	Převodní systém srdeční	13
2.3.1	Buňky srdečního svalu.....	13
2.3.2	Akční potenciál buněk myokardu	14
2.3.3	Šíření vzruchu v myokardu.....	16
2.4	Řízení srdeční frekvence.....	18
3	Měření srdeční frekvence.....	22
3.1	Arteriální puls	22
3.2	Palpace pulsu	22
3.3	Sfygmografie	23
3.4	Pletysmografie	24
3.4.1	Pneumatický pletysmograf	25
3.4.2	Tenzometrický pletysmograf	25
3.4.3	Piezoelektrický pletysmograf	25
3.4.4	Fotoelektrický pletysmograf	25
3.4.5	Impedanční pletysmografie.....	26
3.4.6	Kapacitní pletysmograf.....	26
3.5	Oscilometrie.....	26
3.6	Aplanační tonometrie.....	27
3.7	Měření proudových vln.....	27
3.8	Fonokardiografie.....	27
3.8.1	První ozva	27
3.8.2	Druhá ozva.....	28
3.8.3	Třetí ozva	28
3.8.4	Čtvrtá ozva.....	28
3.9	Elektrokardiografie (EKG)	28
4	Experimentální část.....	33
4.1	Polar RS800sd.....	33
4.2	Metodika testování.....	34
4.3	Popis testů	35
4.3.1	Čtverce	35
4.3.2	Z-test	36
4.4	Naměřená data a grafy	38
5	Závěr	46
6	Použitá literatura	48
7	Přílohy.....	49

1 Úvod

Stres se na člověku projevuje mnoha způsoby. Jeho odraz můžeme najít ve změnách chování, rozhodování, soustředění, chuti, nálady a dalších duševních stavů. Existuje mnoho studií, které tyto odrazy zkoumají. Odolnost člověka proti stresu je také často určována různými dotazníky. Problém těchto přístupů je v tom, že v nich stres nelze přesně měřit. Pokud chceme výsledky z takových výzkumů formalizovat, buď to není možné vůbec nebo jsme odkázáni na empirické vzorce, o jejichž správnosti a vypovídající hodnotě vypočteného výsledku se lze jen dohadovat. Chceme-li projevy stresu měřit přesně, musíme zkoumat jeho vliv na změnu fyziologických veličin. Vzhledem k tomu, že stres ovlivňuje činnost autonomní nervové soustavy (ANS), je možné pozorovat široké spektrum těchto změn, a to zejména v činnosti srdce a cévního systému.

My se zaměříme na odraz stresu v srdeční frekvenci. Nejprve si popíšeme činnost lidského srdce a to, jaký na něj má vliv ANS. Rozebereme si různé metody měření tepové frekvence. Po teoretickém základu se pokusíme najít vhodné testy, které testovanou osobu dostatečně vybudí tak, aby došlo k pozorovatelným změnám tepové frekvence. U testů kvantifikujeme vstupní psychickou zátěž a porovnáme ji se změnami tepové frekvence. Výsledky interpretujeme a určíme míru vlivu psychické zátěže na tepovou frekvenci.

2 Anatomie srdce

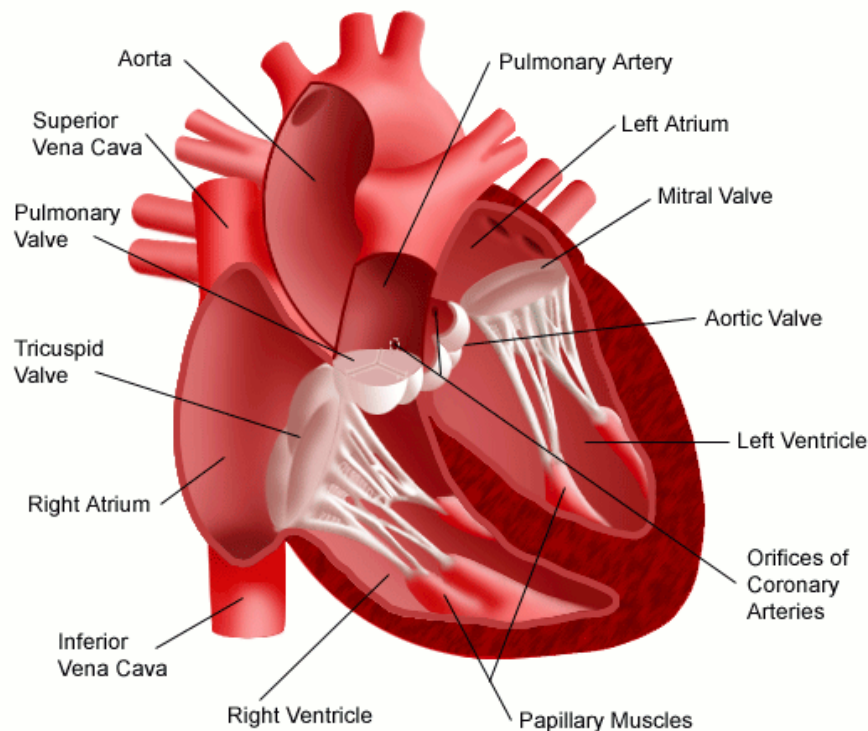
Srdce (*cor, cardia*) je dutý svalový orgán živočichů s oběhovým systémem (včetně všech obratlovců), který svými pravidelnými stahy zajišťuje oběh hydrolymfy, hemolymfy, krve, lymfy a tkáňového moku tělem.

U člověka je srdce uloženo v středohrudí, tedy v hrudníku mezi plícemi, hrudní kostí (*sternum*) a bránicí. Ze střední roviny hrudní dutiny vybíhá příčně dopředu, mírně dolů vlevo. Jeho zadní stěna naléhá na jícen, dolní stěna leží na bránici a hrot srdeční (*apex*) směřuje jeden až dva cm pod levou prsní bradavku (páté mezižebří).

Zevně je srdce kryto vazivovým obalem, osrdečníkem (*perikard*), což je duplikatura vnitřní povázky hrudní dutiny, pokrývající prakticky celé srdce. Uvnitř perikardu je tenká dvojitá membrána. V tomto úzkém dvojitém vaku je perikardiální prostor. Je v něm malá vrstva tekutiny, která chrání srdce před třením a nárazy. Uvnitř je srdce vystláno další vrstvou – *endokardem*, který celé srdce hydraulicky utěšňuje.

Mezi endokardem a perikardem je vlastní zdroj síly srdce – *myokard*. Je tvořen příčně pruhovaným svalstvem, které není ovlivňováno vůlí. Stěny síní mají méně svaloviny než stěny komor, protože vykonávají menší činnost.

Srdce má tvar kužele, jehož hrot (*apex*) směřuje doleva a dolů. Srdeční základna je místo, kam ústí cévy vstupující a vystupující do srdce, podkladem hrotu je hlavně levá komora. Levá plocha srdce je přivrácená k hrudní kosti a k žebřům (*facies sternocostalis*), pravá plocha srdce je přivrácená k bránici (*facies diaphragmatica*).



Obr. 2.1. Srdce, zdroj: <http://www.yalemedicalgroup.org>

2.1 Dutiny srdce

Srdce člověka je uvnitř rozděleno na 4 samostatné dutiny. Přepážky mezi dutinami jsou zevně naznačeny mělkými zářezy na povrchu srdce. Srdce je, zejména v oblasti základny, obaleno funkčním tukem, který vyrovnává nerovnosti srdečního povrchu a umožňuje tak jeho klouzání v dutině osrdečníku.

2.1.1 Pravá síň

Z žilného splavu krev odtéká do pravé síně (*atrium dextrum*). Pravá síň tvoří pravou polovinu srdeční základny. Má relativně tenkou svalovou stěnu, neboť odvádí menší část práce než levá polovina, a vybíhá na povrch srdce v jakýsi svalový vak, který se nazývá ouško (*auricula*).

Pravá síň je oddělena od pravé komory (*ventriculus dexter*) síňokomorovou přepážkou, ve které je otvor opatřený trojcípou chlopní (*valva atrioventricularis dextra, tricuspidalis*).

Trojčipá (*trikuspidální*) chlopeň střeží vstup do pravé komory a zajišťuje, aby se při stahu (systole) krev z komory nemohla vracet zpět do síně. Pracuje jednoduchým způsobem, stejně jako chlopeň mitrální v levé komoře. Svalové napětí při stahu (kontrakci) vytváří v komorách tlak, který stlačuje chlopně k sobě a vytváří tak těsný uzávěr.

2.1.2 Pravá komora

Pravá komora leží pod pravou síní, nedosahuje ale až do srdečního hrotu. Má tenčí stěnu než levá komora, ale silnější než je stěna síní. U člověka je stěna asi 0,5 cm tlustá. Uvnitř komory myokard vybíhá do prostoru a tvoří bradavkovité svaly, na které se upínají šlašinky, vazivové struny rozepjaté mezi stěnou komory a cípy trojcípé chlopně. Šlašinky zabraňují vyvrácení chlopně při stahu komory.

Pravá komora vyúsťuje do plicního kmene, otvor uzavírá poloměsíčitou (*semilunární*) chlopní (*valva trunci pulmonalis*). Plicní chlopeň dovoluje krvi protékat z pravé komory do hlavní tepny plicního oběhu (plicnice). Při kontrakci komor se dostává neokysličená krev přes plicní chlopeň do plicnice a do plic.

2.1.3 Levá síň

Z plic přitéká okysličená krev plicními žilami do levé síně. Levá síň (*atrium sinistre*) tvoří levou polovinu srdeční základny. Stejně jako pravá síň má tenkou svalovou stěnu a vybíhá na povrch srdce jako ouško.

V síňokomorové přepážce je otvor opatřený dvojcípou chlopní, která se také nazývá chlopeň mitrální (*valva atrioventricularis sinistra, bicuspidalis, mitralis*). Pracuje souběžně a stejným způsobem jako atrioventrikulární chlopeň v pravém srdci.

2.1.4 Levá komora

Levá komora (*ventriculus sinister*) má ze všech srdečních dutin nejtlustší stěnu, u člověka je až 1,5cm tlustá. Zasahuje až do srdečního hrotu. Uvnitř jsou bradavkovité

svaly, na které se upínají šlašinky, a srdeční struny, které jsou součástí *převodního systému srdečního*.

Stahem levé komory je krev vypuzována do aorty, otvor uzavírá aortální chlopeň (*valva aortae*). Aortální chlopeň pracuje stejně a ve stejném rytmu jako chlopeň plicní. Při kontrakci komor se dostává okysličená krev přes aortální chlopeň do hlavního tělního oběhu.

Typický zvuk srdeční činnosti způsobuje střídání fází systoly a diastoly. Systola je fáze, kdy krev tryská ze srdečních komor do tepen. Relaxační fáze, kdy srdce odpočívá a plní se krví, se nazývá diastola. Síň začínají svůj stah odshora, což připomíná ždímání. Síň musí krev dopravit do komor pod nimi.

2.2 Srdeční revoluce

Srdeční činnost lze rozdělit do čtyř fází: **napínací** (izovolumická kontrakce, fáze I), **vypuzovací fáze systoly** (ejekční, fáze II), **relaxační** (izovolumická relaxace, fáze III) a **plnicí fáze diastoly** (fáze IV). Systola trvá zhruba 1/3 cyklu a její trvání je relativně konstantní, diastola trvá asi 2/3 cyklu. Z tohoto důvodu se při *zvyšování srdeční frekvence* odpovídajícím způsobem zkracuje doba trvání diastoly. Správný směr proudu krve zajišťují srdeční chlopně - ze síní do komor (fáze IV) a z nich do aorty resp. plicnice (fáze II). Otevírání a uzavírání chlopní je dáno tlakem na jejich obou stranách: je-li např. tlak v levé síni vyšší než tlak v levé komoře, je mitrální chlopeň otevřena a naopak. Mechanickým fázím srdeční činnosti předchází měřitelné elektrické podráždění síní a komor.

Srdeční frekvence je v klidu pro zdravého člověka 60-80tepů/min. Tzn., že přibližně za 1s proběhnou všechny 4 fáze činnosti srdečních komor.

2.2.1 Napínací fáze systoly

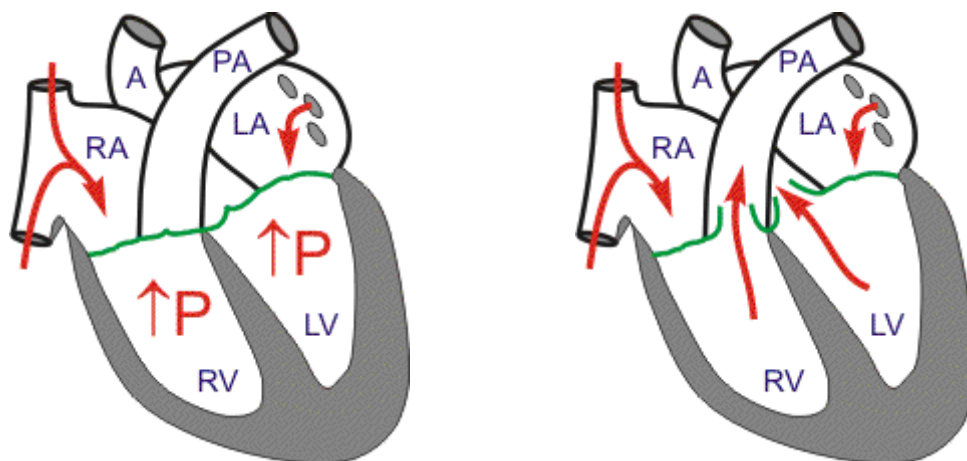
Začátek komorové kontrakce odpovídá na EKG vrcholu kmitu R, na fonokardiogramu první ozvě. Kontrakce komorového myokardu (*I. srdeční ozva*) vede na začátku systoly ke vzrůstu nitrokomorového tlaku, který rychle převyší tlak v síních a způsobí uzavření atrioventrikulárních chlopní. Semilunární chlopně jsou v tuto chvíli stále ještě zavřeny (tlak v komorách je menší než ve velkých tepnách), vede pokračující kontrakce komorového myokardu, který se stahuje kolem nestlačitelné kapaliny, k dalšímu rychlému vzestupu tlaku v komorách. Objem komor zůstává konstantní. Doba trvání této fáze je asi 50ms.

2.2.2 Vypuzovací fáze systoly

Ve chvíli kdy nitrokomorový tlak v levé komoře přesáhne hodnotu okolo 80mmHg (10,66kPa), překročí diastolický tlak v aortě (v pravé komoře při 10mmHg [1,33kPa] tlak v a. pulmonalis) a v důsledku toho se otevrou semilunární chlopně (aortální a pulmonální chlopeň). Krev je z komor vypuzována do tepen velkého a malého oběhu. V časně fázi je vypuzena největší část tepového objemu, síla proudu krve na začátku aorty stoupá na maximum. Poté ustupuje podráždění myokardu (vlna T v EKG) a nitrokomorový tlak začíná klesat (zbytek tepového objemu [SV] je

vypuzen pomaleji), až nakonec klesne pod hodnotu tlaku v aortě a v a. pulmonalis, krátce potom se uzavřou semilunární chlopně (*II. srdeční ozva*) a systola končí.

Asi do poloviny fáze tlak v komorách mírně stoupá, v levé komoře a v aortě dosáhne maxima okolo 120mmHg (=systolický tlak; 15,99kPa), v pravé komoře a v a. pulmonalis kolem 20mmHg (2,67kPa). Objem komor se naopak zmenší až na své minimum: ze 130ml, které každá komora obsahuje před začátkem systoly, se v klidu vypudí kolem 70ml (*tepový* nebo též *systolický objem*). Doba trvání ejekční fáze je asi 200ms.



Obr. 2.2. Srdce v průběhu izovolumické kontrakce (vlevo) a ejekční fáze systoly (vpravo).
zdroj: <http://www.cvphysiology.com>

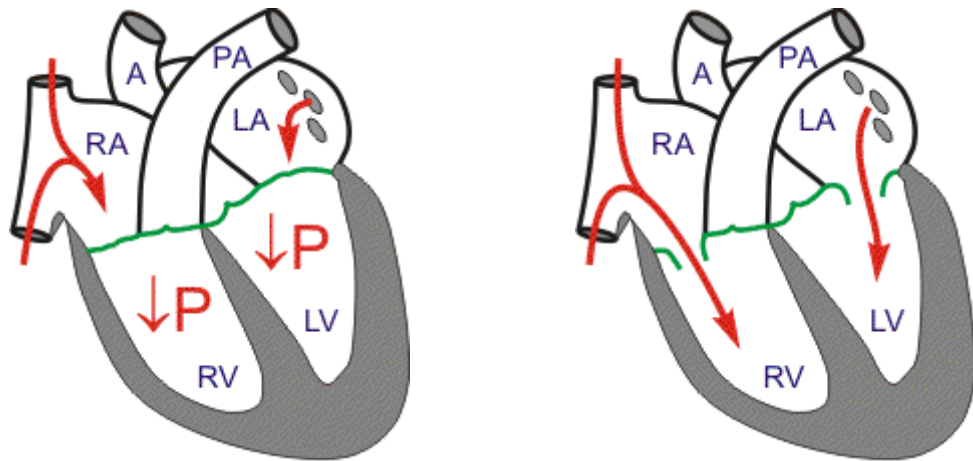
2.2.3 Relaxační fáze diastoly

Diastola začíná podobně jako systola krátkou fází, kdy jsou obě chlopně uzavřeny. V průběhu této fáze se již zaplnily síně, čemuž napomohl sací účinek komorové systoly způsobený snížením ventilové komory roviny během vypuzovací fáze. Semilunární chlopně se uzavřou ve chvíli, kdy klesající tlak v komorách dosáhne úrovně tlaku ve velkých tepnách. Uzávěr aortální chlopně se projeví na křivce průběhu aortálního tlaku typickým zářezem. Relaxace myokardu vede k rychlému poklesu nitrokomorového tlaku až na hodnotu nižší než v síních, kdy se otevírají antrioventrikulární chlopně. Relaxační fáze trvá asi 50ms.

2.2.4 Plnicí fáze diastoly

Hned na počátku fáze se nitrokomorový tlak snižuje na svoji nejnižší hodnotu – v obou komorách poklesne téměř k nule (tzv. diastolický tlak komory) a v průběhu plnicí fáze pak mírně stoupne (v levé komoře dosáhne na konci diastoly, tj. v průběhu systoly síní, nejvyšší hodnoty kolem 16mmHg [2kPa] tzv. konečný diastolický tlak). Krev, která se během systoly nahromadila v síních, teče nyní do komor tak rychle, že se komory naplní z 80ti% (při *normální srdeční frekvenci*) již během čtvrtiny trvání diastoly (fáze rychlého plnění). Tlak v této fázi klesá v komorách i v síních. Plnění se zpomaluje (diastáza) a nakonec se kontrahují síně (systola síní).

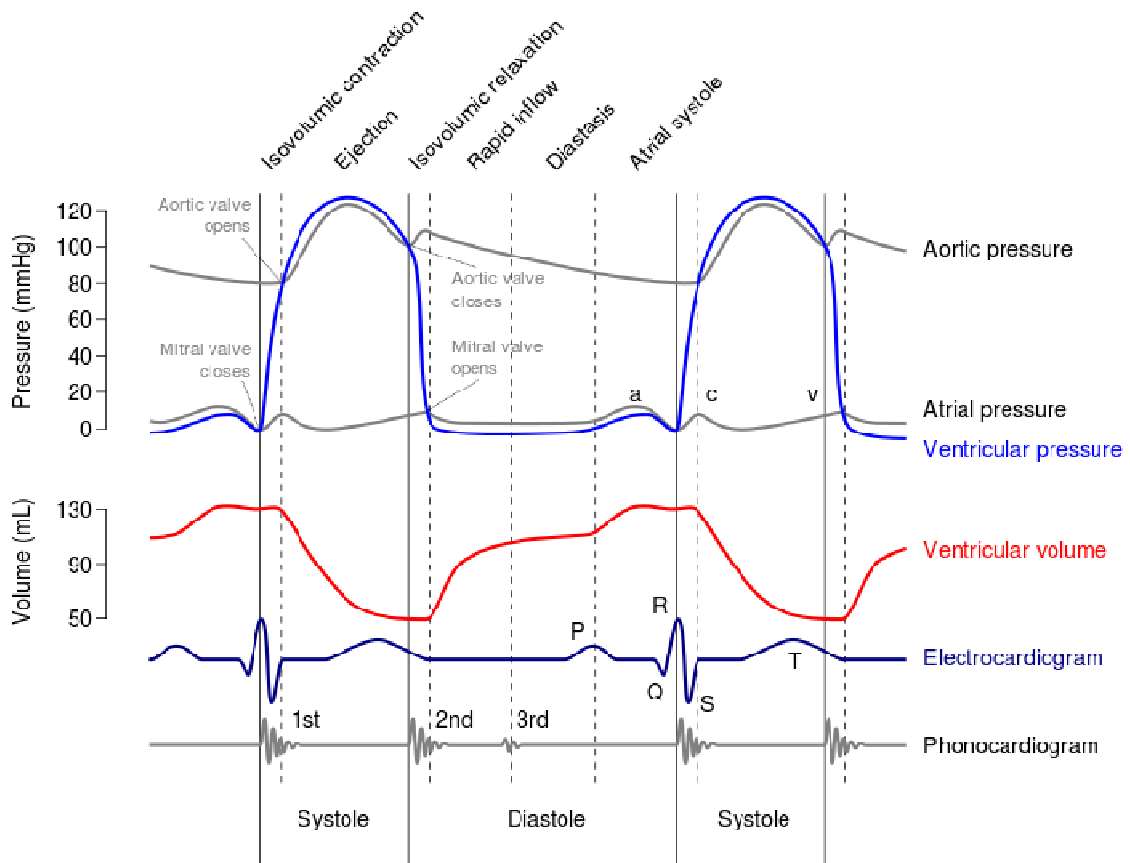
Kontrakce síní se podílí při *normální srdeční frekvenci* k plnění komor jen asi z 8% z celkové náplně na konci diastoly. Při *zvýšené srdeční frekvenci* se srdeční cyklus zkracuje především na úkor diastoly, takže se systola síní stává pro plnění komor kvantitativně významnější. Kontrakci síní předchází depolarizace sinového uzlu (počátek vlny P v EKG), síně se kontrahují a hned potom jsou aktivovány komory (komplex QRS v EKG). Nitrokomorový tlak začíná stoupat a převyší tlak v síních, až se zavřou antioventrikulární chlopně (mitrální a trikuspidální). Diastola tím končí. Enddiastolický objem (EDV) je v komorách v klidu průměrně 120ml. Doba trvání fáze je 500ms.



Obr. 2.3. Srdce v průběhu izovolumické relaxace (vlevo) a plnicí fáze diastoly (vpravo).
zdroj: <http://www.cophysiology.com>

2.2.5 Porovnání fází srdečního cyklu

Jednotlivé fáze srdečního cyklu jsou charakteristické především rozdílným tlakem v aortě, tlakem v levé komoře, tlakem v levé síni, objemem levé komory, přítomností srdeční ozvy a typem elektrického signálu, který mechanickému ději předchází. Je proto vhodné změny v závislosti na jednotlivých fázích srdečního cyklu graficky porovnat.



Obr. 2.4. Wiggersův diagram důležitých dějů v průběhu srdečního cyklu, zdroj: <http://en.wikipedia.org>

[Aortic pressure=tlak v aortě, Atrial Pressure=tlak v levé síni, Ventricular pressure=tlak v levé komoře, Ventricular volume=objem levé komory, Electrocardiogram=záznam z EKG, Phonocardiogram=Fonokardiogram]

2.3 Převodní systém srdeční

V myokardu jsou svalové buňky (*kardiomyocyty*), které vytvářejí vzruchy a vedou je dále (převodní systém srdeční), a potom takové, které odpovídají na impulzy kontrakcí (pracovní myokard). Převodní systém srdeční má schopnost samovolně tvořit vzruchy a vzhledem k větší rychlosti vedení je rychle roznést po celém srdci. Tyto buňky jsou specializované na elektrickou aktivitu. Buňky pracovního myokardu nejsou za normálních okolností schopny spontánní tvorby vzruchů, jejich hlavní funkcí je kontrakce (mechanická čerpací práce) srdce. Oproti kosterní svalovině vzniká podráždění uvnitř orgánu: *automacie* a *autonomie* srdce. Síňový a komorový myokard jsou funkční syncytium, buňky nejsou navzájem izolované, ale jsou propojené prostřednictvím *gap junction*. Podmět, který vznikne v síních/komorách vždy vyvolá úplnou kontrakci obou síní a komor (tzv. „zákon vše nebo nic“).

2.3.1 Buňky srdečního svalu

Základním společným rysem elektrické aktivity všech vzrušivých tkání a tedy i srdečních svalových buněk je schopnost depolarizace a repolarizace jejich buněčných membrán.

Buňky převodního systému srdečního, podobně jako naprostá většina ostatních živých buněk, nesou na své plazmatické membráně elektrický náboj (potenciál). Ten je dán rozdílem v koncentraci malých iontů uvnitř a vně buňky. Nerovnoměrné rozložení iontů je zajišťováno jejich difúzí, rozdílnou permeabilitou membrány pro různé ionty a iontovou pumpou (konkrétně Na⁺/K⁺ ATPázou). Vnitřek buňky je nabitý záporně (hodnota se pohybuje v rozmezí -50 až -90mV). Za různých fyziologických stavů dochází vlivem řízeného toku iontů přes membránu ke změnám elektrického potenciálu.

Tab. 2.1. Extracelulární a intracelulární koncentrace nejvýznamnějších iontů

iont	extracelulární koncentrace (mmol/l)	intracelulární koncentrace (mmol/l)
Na ⁺	145	5-10
K ⁺	4	135-150
Ca ²⁺	2-4	10-4
Cl ⁻	120	5

Buňky převodního systému srdečního se dělí podle typu akčního potenciálu na buňky s rychlou a pomalou depolarizací.

2.3.2 Akční potenciál buněk myokardu

Akční potenciál s rychlou depolarizací je typický zejména pro buňky pracovního myokardu. Dojde-li k podráždění buňky (tedy ke změně jejího membránového potenciálu alespoň na spouštěcí úroveň), nastane depolarizace její membrány. Při změně napětí na spouštěcí úroveň se v buněčné membráně otevrou rychlé napěťově řízené kanály Na⁺ a ionty proudí rychle z extracelulárního do intracelulárního prostředí. Rychlé proudění je způsobeno tím, že se ionty pohybují po směru svého koncentračního i elektrického gradientu. Následně dojde ke změně membránového napětí v buňce do pozitivních hodnot. Dochází k depolarizaci, ke vzniku akčního potenciálu.

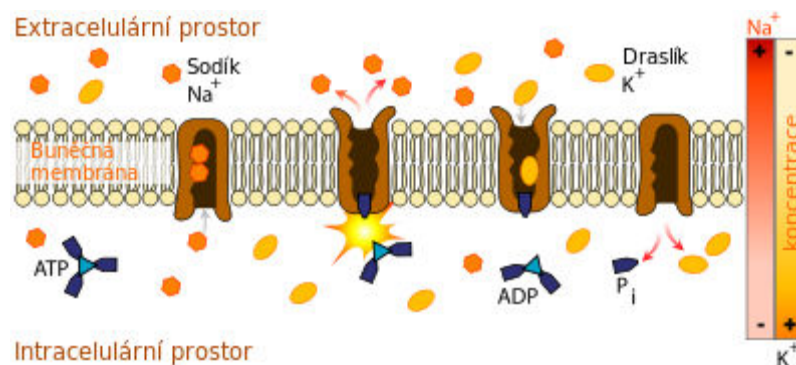
Jednotlivé buňky srdečního svalu jsou propojeny vodivými spoji (označovanými jako *gap junctions*), kterými se tato změna membránového napětí rychle lavinovitě šíří z buňky na buňku a je podstatou šíření srdečního vzruchu v myokardu.

Depolarizace trvá pouze 1-2ms. Po změně membránového napětí se proud Na⁺ zpomalí a kanály se vzápětí inaktivují. Následuje stav částečné repolarizace, ve kterém klesne hodnota membránového napětí o 5-10mV.

V následné fázi plató, kterou doprovází otevření K⁺ kanálů, draslík proudí po svém koncentračním i elektrickém gradientu z buňky ven. V důsledku kladného potenciálu na membráně je však propustnost draslíkových kanálů zmenšena. Tím dochází k poklesu membránového potenciálu. Když se přiblíží hodnota membránového potenciálu k nulové hodnotě, dochází k zvýšení propustnosti Ca²⁺ iontu a v důsledku toho se otevírají specifické vápníkové kanály. Proud kationů dovnitř a ven z buňky je pro dalších 200-300ms v rovnováze.

Nakonec dojde k repolarizaci inaktivací vápníkových kanálů a v důsledku toho k poklesu membránového potenciálu do negativních hodnot. Draslíkové kanály zvýší svou propustnost a ustálený proud K^+ iontů obnoví klidové napětí na membráně.

Stabilní koncentraci sodíkových a draslíkových iontů mezitím udržuje sodno-draselná pumpa, která čerpá sodné ionty z buňky a draselné dovnitř, přičemž na tento děj proti koncentračnímu gradientu spotřebovává energii ve formě ATP.

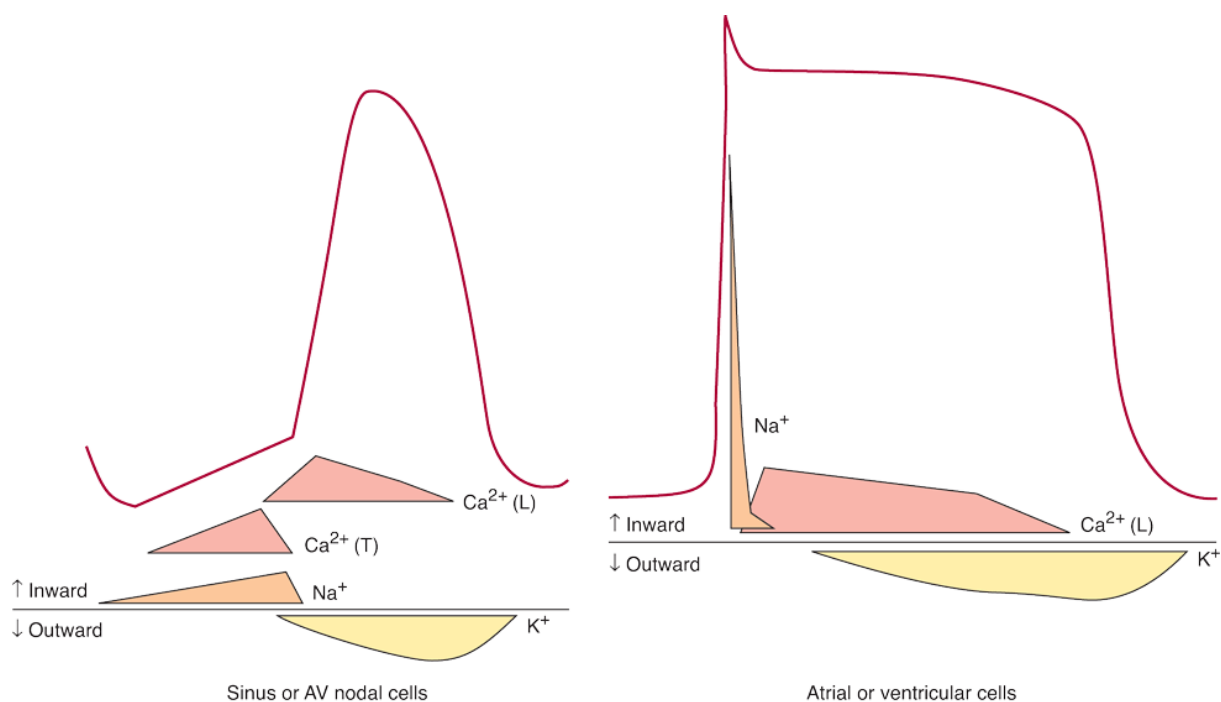


Obr. 2.5. Na^+/K^+ ATPáza je transmembránový protein pracující jako buněčná pumpa. Při transportu kationů proti koncentračnímu gradientu spotřebovává energii ve formě ATP. Na začátku cyklu se na vnitřní straně membrány naváží 3 kationy sodíku, poté je aktivována ATPázová činnost enzymu a dojde k fosforylaci pumpy. Po změně konformace molekuly se uvolní sodík v extracelulárním prostoru a na pumpu se navážou 2 kationy draslíku. Dojde k defosforylaci pumpy a opětovné změně uspořádání molekuly. Nakonec se kationy draslíku uvolní v intracelulárním prostoru a celý cyklus se může opakovat. Doba trvání cyklu je 10ms.

zdroj: <http://cs.wikipedia.org>

Akční potenciál s pomalou depolarizací se liší tím, že má méně negativní, ale nestálý klidový potenciál, který kolísá v důsledku influxu Na^+ . Této spontánní pomalé změně se říká spontánní diastolická repolarizace nebo též *pacemakerový potenciál*. Únikový sodíkový kanál je nejvíce otevřen, když membránový potenciál klesne k hodnotě $-50mV$. Proud Ca^{2+} iontů směrem do buňky se otevírá v okamžiku, kdy membránový potenciál stoupne k $-55mV$. Tento proud urychluje spontánní diastolickou repolarizaci až do vzniku akčního potenciálu. Ve fázi plató tento proud pomalu slábne. Proti oběma předešlým proudům působí proud K^+ směrem z buňky. Ten se objeví ve fázi plató a během repolarizace postupně slábne. Proud je inaktivovaný v průběhu spontánní diastolické depolarizace. Tato inaktivace značně přispívá k růstu membránového potenciálu během této fáze.

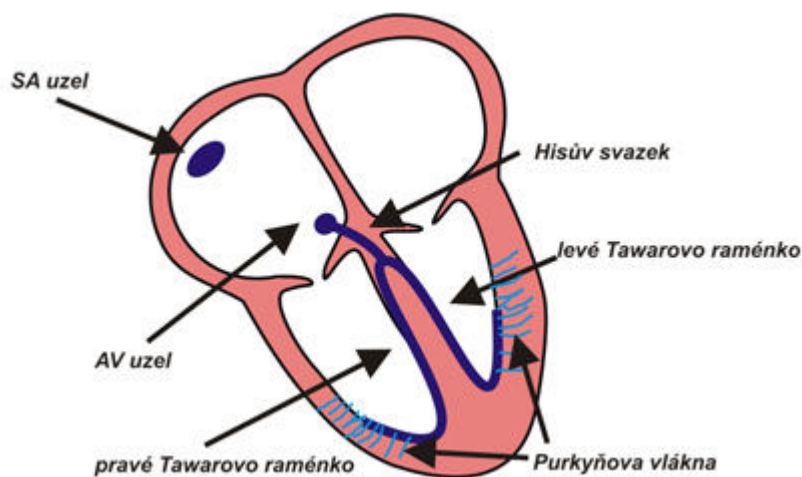
Vzrušivost srdeční buňky je během akčního potenciálu značně omezená. Teprve po skončení jednoho akčního potenciálu můžeme vyvolat nový akční potenciál podmětem prahové intenzity.



Source: McPhee SJ, Hammer GD: *Pathophysiology of Disease: An Introduction to Clinical Medicine*, 6th Edition: <http://www.accessmedicine.com>

Obr. 2.6. Porovnání průběhu akčního potenciálu s pomalou depolarizací v SA/AV uzlu (vlevo) a rychlou depolarizací, který je typický pro buňky pracovního myokardu. S průběhem membránového potenciálu jsou synchronně vyneseny influxy příslušných kationů a to buď inward/dovnitř nebo outward/ven z buňky.

2.3.3 Šíření vzruchu v myokardu



Obr. 2.7. Převodní systém srdeční, zdroj: <http://zivotni-energie.cz>

Buňky SA uzlu umístěného pod epikardem ve stěně pravé předsíně v blízkosti ústí horní duté žíly (*vena cava superior*) mají nejvyšší rychlost spontánní diastolické depolarizace, proto je tento uzel v běžných podmínkách zodpovědný za tvorbu vzruchů a je tedy srdečním *pacemakerem*. SA uzel má hodnotu svého klidového potenciálu (lépe řečeno nejnižší dosaženou hodnotu potenciálu ve fázi repolarizace kolem -60mV) nejbližší spouštěcí úrovni (asi -45mV). V ostatních částech převodního systému srdečního je spontánní diastolická depolarizace pomalejší, takže vzruch k nim dorazí z SA uzlu dříve, než jejich vlastní membránový potenciál dosáhne spouštěcí úrovně. Rytmus vycházející z SA uzlu se nazývá sinusový.

Vlna depolarizace se šíří radiálně na síně, rychlost prvotního impulsu je velmi pomalá (0,02-0,1ms) a je typická pro buňky, které mají akční potenciál s pomalou depolarizací (tedy buňky sinoatriálního a atrioventrikulárního uzlu).

Šíření vlny depolarizace přes myokard síní probíhá přes tzv. preferenční dráhy. Přes tyto preferenční dráhy se šíří vzruch rychleji (asi 1,5m/s) než je běžná rychlost šíření vzruchu pracovním myokardem síní (přibližně 1m/s). Preferenční dráhy jsou následující:

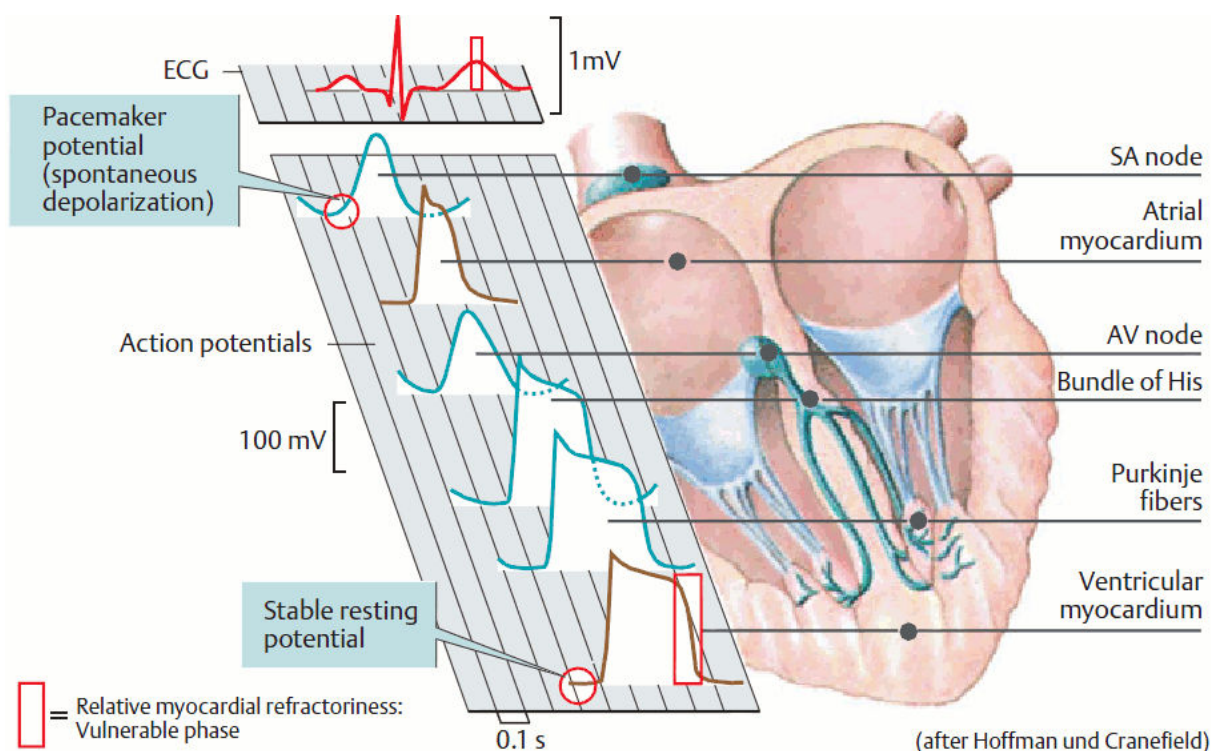
- a) Bachmanova dráha – nejpřímější přenos vede přes přední interatriální svazek jdoucí z pravé do levé síně
- b) Wenckebachův svazek
- c) Jamesův svazek
- d) Thorelův svazek

Síňokomorové rozhraní je zcela nevodivé, tvořené vazivovou tkání. Přenos vzruchu je zajištěn přes atrioventrikulární uzel a Hisův svazek (AV junkce). AV uzel se nachází pod endokardem ve spodině pravé síně v blízkosti ústí sinus coronarius nad septálním cípem trikuspidální chlopně. AV uzel vede vzruch velmi pomalu (0,02-0,05ms), čímž dochází k žádoucímu zdržení. Toto zdržení (120-200ms) je žádoucí, protože je nejdříve třeba, aby se dokončila kontrakce/depolarizace síní, a až následně byla zahájena kontrakce/depolarizace komor. Ve speciálních případech může AV uzel převzít roli pacemakeru – označuje se také jako sekundární pacemaker. Jelikož spontánní diastolická depolarizace zde probíhá pomaleji, i srdeční frekvence mající původ v AV uzlu je pomalejší (40-55/min) než frekvence pocházející z SA uzlu. Rytmus pocházející z AV uzlu se označuje jako nodální.

Na AV uzel navazuje Hisův svazek, který prostupuje skrze vazivovým skelet (*trigonum fibrosum dextrum*) do interventrikulárního septa. Hisův svazek se po zhruba 12mm dělí na pravé a levé Tawarovo raménko.

Pravé Tawarovo raménko, které je přímým pokračováním Hisova svazku, povede vzruch k myokardu pravé komory. Levé Tawarovo raménko se dále větví na přední svazek (*fasciculus anterior*) a zadní svazek (*fasciculus posterior*). Levé Tawarovo raménko vede vzruch k interventrikulárnímu septu a myokardu levé komory.

Dalším větvením obou ramének dovádí převodní systém vzruch až do terminální sítě Purkyňových vláken. Rychlost vedení vzruchu v Purkyňových vlákních je velmi vysoká (4m/s), takže dochází k poměrně rychlému podráždění pracovního myokardu septa a obou komor v jeho subendokardiální vrstvě (kde Purkyňova vlákna končí). Odtud směrem k epikardu už pokračuje vzruch výrazně nižší rychlostí (asi 0,3-0,4ms).



Obr. 2.8. Průběh depolarizační vlny přes převodní systém srdeční a pracovní myokard. Synchronně jsou vyneseny průběhy všech akčních potenciálů a záznam z EKG. Z průběhů akčních potenciálů je patrný rozdíl mezi těmi částmi převodního systému s pomalou (SA/AV uzel) a rychlou depolarizací a pracovním myokardem. Dále je patrný delší průběh akčního potenciálu ve směru šíření depolarizační vlny. Převezme-li tedy funkci pacemakeru např. některé z Purkyňových vláken (idioventrikulární rytmus), srdeční frekvence se sníží (25-40/min).

zdroj: Colour Atlas Physiology, A. Despopoulos & S. Silberna gl

[SA node=SA uzel, Atrial myocardium=pracovní myokard síní, AV node=AV uzel, Bundle of His=Hisův svazek, Purkinje fibers= Purkyňova vlákna, Ventricular myocardium=pracovní myokard komor]

2.4 Řízení srdeční frekvence

Srdeční frekvence je řízena (inervována):

- Periferní částí ANS (autonomní nervový systém), která se podle mediátoru na postgangliových zakončeních dělí na *adrenergní* – sympatikus (mediátorem je noradrenalin) a *cholinergní* – parasympatikus (mediátorem je acetylcholin)
- Reflexně a to prostřednictvím baroreceptorového a Bainbridgeova reflexu
- Humorálně: Katecholaminy, tedy adrenalin a noradrenalin, mají na srdce stejný účinek jako sympatikus. Naopak acetylcholin působí na srdce jako parasympatikus. Glukagon zrychluje srdeční frekvenci a zvyšuje sílu kontrakcí, inzulin také zrychluje srdeční činnost. Progesteron naopak srdeční frekvenci zpomaluje.

Nejvýznamnější je řízení nervové. SA uzel, který je normálně za srdeční frekvenci zodpovědný (zastupuje úlohu *pacemakeru*) je pod neustálým tonickým vlivem vegetativního nervového systému. U zdravého člověka převažuje za klidových podmínek vliv parasympatiku.

Sympatikus působí na srdeční činnost:

- a) pozitivně chronotropně (zrychluje srdeční frekvenci)
- b) pozitivně inotropně (zvyšuje sílu srdeční kontrakce)
- c) pozitivně dromotropně (zrychluje síňokomorový převod)
- d) pozitivně bathmotropně (zvyšuje vzrušivost myokardu)

Sympatické nervy přichází k srdci jako *nervi cardiaci* z postranních rohů 5-6 horních hrudních a 1-2 dolních krčních segmentů míšních přes *ganglia trunci sympatici* v krčních a horní hrudní oblasti (zejména *ganglion stellatum*).

Účinek sympatiku zprostředkovává jeho postgangliový mediátor noradrenalin, který působí v srdečních buňkách aktivací $\beta_{1,(2)}$ -adrenergních receptorů. Výsledkem je snížení proudu K^+ iontů z buněk a současné zvýšení propustnosti sodíkového kanálu a tedy proudu Na^+ iontů do buněk. Tímto mechanismem sympatikus zrychluje u pacemakeru spontánní diastolickou depolarizaci a *zvyšuje srdeční frekvenci*.

Sympatikus dále zvyšuje hodnotu klidového membránového potenciálu a přibližuje ji k hodnotě prahu podráždění a působí tak pozitivně bathmotropně. Mechanismus tohoto působení spočívá ve zvýšení aktivity membránové Na^+/K^+ ATPázy.

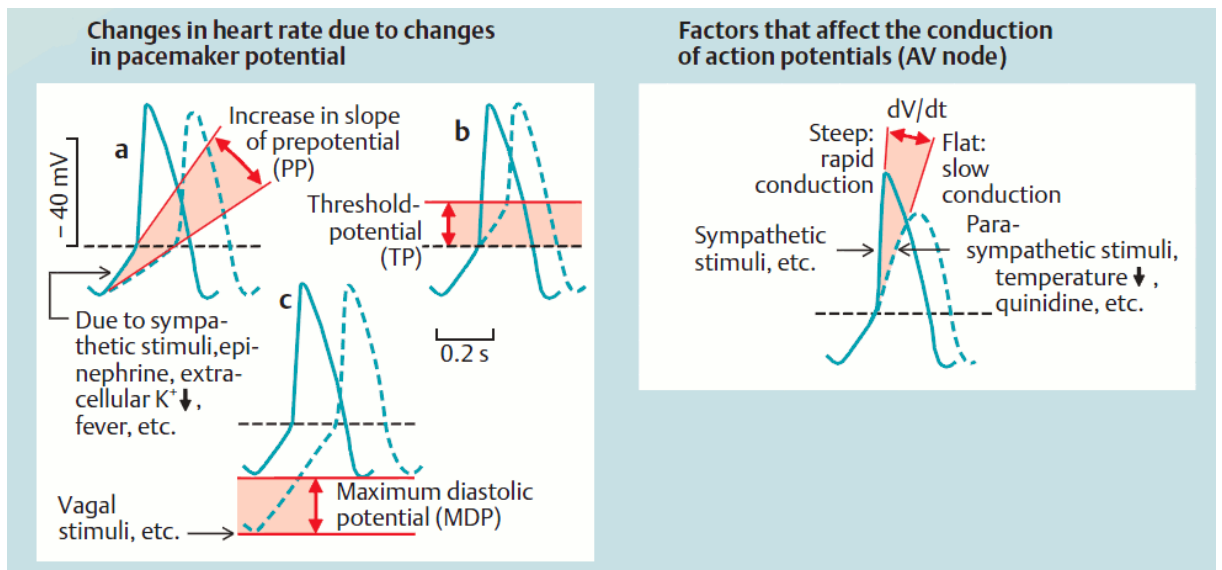
Pozitivně dromotropní účinek má sympatikus na AV uzel. Urychluje totiž převod vzruchů tímto uzlem, přitom je ovlivněna především amplituda a počáteční strmost akčního potenciálu. Toho je docíleno zvýšením propustnosti vápníkového kanálu a tedy proudu Ca^{2+} iontů do intracelulárního prostoru a snížením proudu K^+ iontů z buňky.

Parasympatikus působí na srdeční činnost:

- a) negativně chronotropně (zpomaluje srdeční frekvenci)
- b) negativně inotropně (zmenšuje sílu srdeční kontrakce)
- c) negativně dromotropně (zpomaluje síňokomorový převod)
- d) negativně bathmotropně (snižuje vzrušivost myokardu)

Parasympatické nervy přicházejí k srdci jako *rami cardiaci nervi vagi*. Tato pregangliová vlákna vedou k synapsím s postgangliovými buňkami. Uvedené synapse se nacházejí na epikardiálním povrchu a ve stěně srdeční.

Účinek parasympatiku je zprostředkován acetylcholinem, který se uvolňuje ze zakončení postgangliových vláken a v srdeční tkáni na něj odpovídají M_2 -muskarinové cholinergní receptory. Zvýšená stimulace těchto receptorů vede v membráně buněk pacemakeru k aktivaci specifických K^+ kanálů a tím zpomaluje průběh spontánní diastolické depolarizace. V SA uzlu je výsledkem negativně chronotropní efekt, v AV uzlu zpomalení převodu vzruchu ze síní na komory.



Obr. 2.9. Za normálních okolností vyvolá každý akční potenciál v sinusovém uzlu jeden srdeční stah, tj. frekvence impulsů pacemakeru (vlevo) určuje srdeční frekvenci. Frekvence může být vyšší, když a) působením sympatiku, adrenalinu apod. se zvýší strmost prepotenciálu b) spouštěcí úroveň je vlivem katecholaminů posunuta do negativnějších hodnot c) sympatikus posune klidovou hodnotu membránového potenciálu do pozitivnějších hodnot. zdroj: Colour Atlas Physiology, A. Despopoulos & S. Silbernagl

Tepová frekvence může být zvýšena také zvýšením propustnosti AV uzlu (vpravo) a to nárůstem počáteční strmosti a amplitudy akčního potenciálu buněk.

Srdeční frekvence může být ovlivněna také reflexně, a to baroreceptorovým a Bainbridgeovým reflexem. Baroreceptorový reflex působí snížení srdeční frekvence, když předtím vzrostl tlak krve. Když se objem krve zvýší, dominuje Bainbridgeův reflex. Když se objem krve sníží, dominuje baroreflex.

Vliv tlaku krve na srdeční frekvenci je zprostředkován baroreceptorovými reflexy. Zvýšením tlaku krve, např. v důsledku vyplavení adrenalinu při stresové situaci, zaznamenané baroreceptory v oblouku aorty (*arcus aortae*) a v karotických sinech (*sinus caroticus*) tlumí obecně sympatikus a jedním z důsledků je také pokles srdeční frekvence. Zvýšení krevního tlaku o 10mmHg vyvolá pokles srdeční frekvence z 80úderů/min. na 70.

Bainbridgeův reflex se projeví při zvýšení objemu krve. Zvýší-li se žilní návrat, tlak v horní a dolní duté žíle se zvýší. To vede ke zvýšení tlaku v pravé síni. Zvýšený tlak v pravé síni stimuluje síňové baroreceptory, dojde k excitaci sympatiku a zvýšení srdeční frekvence vede ke snížení tlaku v horní a dolní duté žíle. Nejdříve se sníží tlak v pravé síni. Podtlak v pravé síni znamená vyšší přísun krve z horní a dolní duté žíly, to vede ke snížení tlaku i v nich. Tento stav trvá, dokud je tlak v pravé síni normalizován. Postupně dojde i k normalizaci srdeční frekvence.

Klidová tepová frekvence kolísá zejména u mladých lidí také v rytmu dýchání: během inspiraie roste, v expiriu klesá. Za tuto tzv. respirační arytmii jsou zodpovědné především dva mechanismy:

- Tepovou frekvenci zvyšuje stimulace inflačních mechanoreceptorů v plicích během inspiraie (respirační centra v prodloužené míše, kam je informace

z inflačních receptorů směřována, působí přímo na blízka vegetativní centra oběhového ústrojí).

- b) Pokles nitrohručního tlaku během inspiria zvyšuje žilní návrat a tepová frekvence roste prostřednictvím Bainbridgeova reflexu.

Humorální řízení reaguje na hormony, které jsou do krve vyplavovány prostřednictvím žláz s vnitřní sekrecí. V srdeční buňkách jsou specifické receptory reagující přímo na katecholaminy a acetylcholin. Pro katecholaminy jsou to β -adrenergní receptory, které reagují přímo na adrenalin (vyplavován do krevního řečiště při stresovým situacích) a noradrenalin. Jejich stimulace vyvolá stejnou odpověď jako dráždění sympatiku. Naproti tomu pro acetylcholin jsou v srdci muskarinové receptory. Zde lze zase vidět paralelu s parasympatikem.

3 Měření srdeční frekvence

3.1 Arteriální puls

Rozšíření stěny aorty objemem krve vyvrhnutým po dobu systoly se šíří artériemi jako *pulzová vlna*. Tato vlna se pohybuje nezávisle na rychlosti proudu krve a postupuje o mnoho rychleji než krev. Rychlost pulzové vlny dosahuje u mladého dospělého člověka v aortě 3-5 m/s, ve velkých artériích 7-10 m/s a v malých artériích 15-35 m/s. Závisí zejména na modelu pružnosti arteriální stěny, poměru mezi tloušťkou stěny a poloměru cévy a na tlaku krve, které oba předcházející parametry ovlivňují.

Čím menší je poddajnost cév, tím větší je rychlost pulzové vlny. S ubývajícím elasticitostí cév se tedy rychlost zvětšuje (u 70letého člověka je rychlost pulzové vlny v aortě až 8m/s). Rychlost pulzové vlny narůstá i se zvyšováním poměru mezi tloušťkou stěny a poloměrem cévy směrem k periférii. Potvrzuje to rychlost pulzové vlny v aortě, kde je až 15krát větší než rychlost krevního toku (v distálních artériích může být větší až 100krát).

Stejný vliv na rychlost pulzové vlny má vzestup krevního tlaku, protože se zvyšujícím se roztáhnutím stěny artérií vzrůstá model jejich pružnosti a stěna je při větším roztáhnutí méně distenzibilní.

Pulsovou vlnu tvoří dvě hlavní komponenty. První z nich je způsobena systolickou tlakovou vlnou, která vzniká vypuzením krve z levé komory přes aortu a její distribucí do periferních oblastí. Druhá komponenta je tvořena odrazem postupující pulzové vlny (k odrazu dochází na cévních větveních, úsecích s odlišnou distenzibilitou cévní stěny a rezistentních arteriolách).

Za normálních fyziologických okolností odpovídá frekvence pulzů frekvenci systol levé komory. Převrácená hodnota časového okamžiku mezi dvěma pulsy tedy odpovídá srdeční frekvenci.

Arteriální pulz je důležitým ukazovatelem funkce kardiovaskulárního oběhu. Můžeme ho posuzovat vizuálně (např. nad a. carotis), pohmatem anebo sfygmografem.

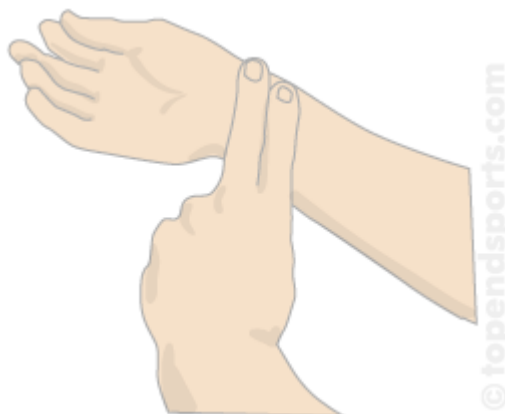
3.2 Palpace pulsu

Přestože je tep hmatný na řadě větších artérií lidského těla, v praxi se ustálilo vyšetřování tepu na a. radialis na zápěstí pravé ruky. Tep hmatáme bříšky druhého až čtvrtého prstu na radiální části dolní třetiny volární strany předloktí, za mírného tlaku na artérii.

Další místa měření tepu (palpačně snadno dostupné tepny):

- a) a. temporalis (spánková tepna) – mediálně nad očnicovými oblouky
- b) a. carotis (krční tepna) – boční strana krku (vzhledem k dráždění karotických baroreceptorů a možné bradykardii se nedoporučuje)

- c) a. brachialis – loketní jamka
- d) a. radialis – palcová strana zápěstí na předloktí (nejběžnější místo měření)
- e) a. femoralis – střední část tříselní oblasti
- f) a. poplitea – v zákolení (lépe hmatatelná při mírném pokrčení kolena)
- g) a. tibialis posterior – pod vnitřním kotníkem
- h) a. dorsalis pedis – ve středu nártu, mezi palcem a druhým prstem nohy



Obr. 3.1. Palpace pulsu na a. radialis, zdroj: <http://www.topendsports.com>

Palpačně lze hodnotit i úder srdečního hrotu. Oblast, kde levá komora naléhá na hrudní stěnu se nachází v pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo. Tzv. úder srdečního hrotu, který můžeme palpačně hodnotit, je výsledkem složitých změn v orientaci, tvaru a objemu komor při systole. Grafický záznam úderu srdečního hrotu se nazývá *apexkardiogram*.

3.3 Sfygmografie

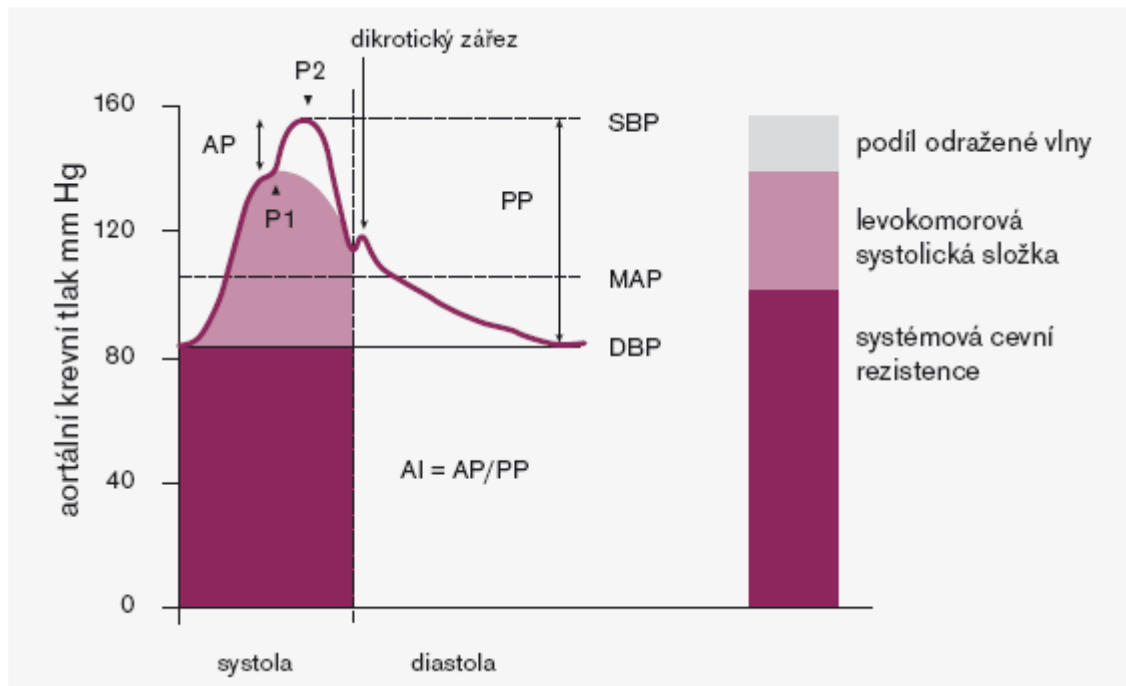
Sfygmografie je metoda založená na snímání tlakových změn při průchodu tepové vlny. Manžeta ovinutá kolem předloktí je vyplněná vzduchem pod tlakem 8-10kPa. Nepatrné změny objemu končetiny, podmíněné pulzací tepny, způsobí změnu tlaku v manžetě.

Pomocí dvou sfygmografických záznamů registrovaných současně na dvou místech horní končetiny (na paži a předloktí) lze vypočítat rychlost pulzové (tepové) vlny. Do vztahu $v = s/t$ dosadíme za s (m) vzdálenost horních okrajů manžet. Hodnotu t (s) zjistíme z rozdílu časů mezi dikrotickou vlnou sfygmogramu na předloktí.

Přibližně se dá vypočítat i elasticita artérií jako procentuální přírůstek objemu artérií při zvýšení tlaku o 1mmHg podle empirického vzorce: $E = 1,72/v$, kde v je rychlost pulzové vlny. U mladého člověka je tato hodnota asi 0,33, u 70ti letého člověka asi 0,18.

Zápis arteriálního pulzu se nazývá sfygmogram. Na sfygmogramu rozlišujeme anakrotickou a katakrotickou část křivky a dikrotickou vlnu. Dikrotická vlna vzniká tak, že po uzavření arteriálních chlopní se proud krve v aortě na krátký čas obrací,

naráží na uzavřené semilunární chlopně, odráží se od nich a vyvolává ještě jedno rozkmitání stěny aorty, které se šíří na další artérie. Dikrotická vlna je tím výraznější, čím blíže při srdci se nachází céva, ze které se pulzová vlna snímá.



Obr. 3.2. Charakteristika typické pulzové křivky (sfygmogram). Dikrotický zářez je hranicí mezi systolou a diastolou. $MAP = TKd + 1/3$ pulzového tlaku představuje trvalou hodnotu zajišťující tok krve během srdečního cyklu. Pulzový tlak PP maximální rozdíl mezi TKs a TKd představuje dynamickou složku pulzové křivky. Hlavní cévní složka centrálního pulzového tlaku zahrnuje výchozí tlakovou hodnotu TKd , levokomorovou složku během časné systoly a pozdní systolickou složku (AP) způsobenou zpětnou odraženou vlnou od periferního řečiště. Hodnota tlaku $P1$ je vyvolána systolickou ejekční složkou, hodnota tlaku $P2$ je vyvolána sumací primární ejekční vlny a odražené vlny. Augmentační index $AI = AP/PP$. Augmentační index vzrůstá se snižující se srdeční frekvencí a naopak. Pokles AI o 4% se projeví ve zrychlení srdeční frekvence o 10 tepů/min.

zdroj: Hypertenze a vlastnosti arteriální stěny, J. Špác

3.4 Pletysmografie

Při průchodu tepové vlny dochází ke změně tlaku na pružnou cévní stěnu. Změna tlaku se projeví jako objemová změna cévy, pletysmografie je založená na snímání objemových změn. Snímáním této změny objemu v čase dostaneme objemovou vlnu.

Výhodou této metody je tvarová složitost, vlnový charakter, frekvenční a amplitudová diference umožňující jejich vyhodnocení. Nevýhodou pletysmografické metody je nelineární distenzibilita cév, získaná data přesně neodpovídají tlakové vlně.

Pletysmografické snímače se dělí na:

- pneumatické – ve tvaru rotačního tělesa nebo rovinný
- kapacitní – kondenzátor buď s pružným dielektrikem, nebo využívající tělo jako elektrodu
- fotoelektrické – průsvitné nebo reflexní

d) impedanční – vyhodnocující změny impedance

3.4.1 Pneumatický pletysmograf

Umožňuje sledovat objemové změny pouze na částech organismu, které lze uzavřít do hermeticky uzavřeného prostoru. Z této podmínky vyplývá, že měření tímto pletysmografem je možné pouze na končetinách. Končetina je zasunuta do válce, který je na jednom konci uzavřený, a je v něm utěsněna za pomoci nafukovací manžety. Vnitřek válce je spojen pomocí trubice s pneumatickým zapisovacím systémem, který převádí změny tlaku v uzavřeném prostoru, způsobené změnami objemu části končetiny, na odpovídající elektrický signál. Po zesílení tohoto signálu jej můžeme registrovat, a to nejčastěji pomocí elektrokardiografu.

Výhodou tohoto pletysmografu je, že snímač lze velmi snadno kalibrovat, například injekční stříkačkou. Nevýhodou pak je, že nemůžeme měření provádět na libovolném místě na těle a také skutečnost, že snímací zařízení působí proti veličině, která má být měřena.

3.4.2 Tenzometrický pletysmograf

Jako snímač je používán rtuťový tenzometrický snímač, tvořený kapilárou u plastické hmoty, která je vyplněna rtuťí. Upevníme-li snímač vhodně na povrch těla, projeví se objemové změny tkáně na změně průřezu rtuťi v kapiláře, což se projeví změnou odporu snímače, kterou je možno převést na odpovídající změny napětí.

3.4.3 Piezoelektrický pletysmograf

Ke snímání objemových změn tkáně je možné použít i piezoelektrický snímač. Pro hodnocení objemových změn se ale nepoužívá. Používá se pouze na získání údajů o tepové frekvenci.

3.4.4 Fotoelektrický pletysmograf

Fotopletysmografie je založena na velkých rozdílech mezi extinkčními koeficienty krve a tkáně. Vrstvou normální krve o tloušťce 1,3mm projde pouze 0,7% počátečního záření o vlnové délce 800nm. Přičemž podobnou vrstvou tkáně projde 62% původního záření. Je tedy zřejmé, že prosvítíme-li tkáň světlem o vhodné vlnové délce, bude množství světla, které tkání prošlo, závislé na množství krve ve tkáni.

Snímačům, které pracují na základě těchto skutečností, se říká průsvitové. Vyznačují se tím, že zdroj světla a fotodetektor snímající změny světelného toku, jsou umístěny na opačných stranách tkáně, jejichž změny mají být snímány. Omezení tohoto typu je v tom, že měření je možné provádět jen na určitých částech těla. A to jen na ušním lalůčku nebo na prstech.

Fotopletysmografická metoda sice dovoluje sledovat dynamické změny v krevním řečišti, nedovoluje však jejich kvantifikaci. Z toho pramení nevýhoda, a to taková, že tento systém je vhodný pouze pro srovnávací měření. Výhodou je naopak jednoduchá konstrukce snímače a elektrické části fotopletysmografu.

3.4.5 Impedanční pletysmografie

Metoda využívá měření změn elektrické vodivosti tkáně při jejím různém prokrvení. Tato metoda se označuje jako impedanční pletysmografie, nebo reografie. Vliv objemových změn na změny impedance tkáně vyplývá ze skutečnosti, že krev, jejíž vodivost podstatně přispívá k vodivosti tkání, tyto tkáně různě zaplňuje v různých okamžicích tepové periody. Na změnu impedance mají vliv nejenom změny objemu krve, ale i rychlost průtoku krve měřeným místem.

V praxi mohou být užívány různé principy měření reografických křivek. Klasická reografie je založena na můstkovém měření impedance, kde měřená tkáň tvoří jednu větev mostu. Použitý kmitočet musí být dostatečně vysoký, aby byla měřena impedance hluboko umístěných tkání.

3.4.6 Kapacitní pletysmograf

Funkci tohoto typu si popíšeme na prstovém snímači. Změny objemu prstu způsobují stlačování kondenzátoru a tím i změnu kapacity snímače. Aby mohl být signál ze snímače registrován, je nutno převést změny kapacity na odpovídající změny napětí. To je možné provést tak, že snímač tvoří součást kmitavého obvodu oscilátoru. Potom změny kapacity způsobí změnu frekvence oscilátoru. Po demodulaci získáme napětí odpovídající změnám objemu.

Tento typ snímače má stejnou nevýhodu jako pneumatický systém. Aby snímač správně pracoval, musí být na část těla, ze které mají být objemové změny snímány, upevněn tak, aby změny objemu měli za následek stlačení snímače a tím změnu kapacity. Z toho ale vyplývá, že proti objemovým změnám tkáně působí mechanický odpor snímače.

3.5 Oscilometrie

Oscilometrická metoda je založena na měření a vyhodnocování rytmických oscilací tlaku v manžetě. Během srdečního cyklu dochází k objemovým změnám zaškrčeného místa (paže), které se přenáší na změnu tlaku v manžetě. Vysoko nad hranicí systolického tlaku se vlivem zaškrčení objem paže, tedy ani tlak v manžetě, nemění. Při nižším tlaku v manžetě však dochází k jeho drobným periodickým změnám. Při postupném snižování tlaku v manžetě nejprve amplituda oscilací narůstá, pod hranicí diastolického tlaku se potom amplituda snižuje a oscilace odeznívají.

Tlak v manžetě ve chvíli maximální amplitudy oscilací odpovídá střednímu arteriálnímu tlaku, ze kterého se odvíjejí hodnoty tlaku systolického a diastolického. Empiricky bylo zjištěno, že s přijatelnou chybou lze hodnotu systolického tlaku určit jako tlak v manžetě, při kterém amplituda oscilací nabývá asi 55% maximální amplitudy (v části před dosažením maxima). Diastolický tlak se pak určuje jako tlak v manžetě v okamžiku, kdy amplituda oscilací nabývá asi 85% maximální amplitudy (v části po dosažení maxima). Přesné algoritmy automatického výpočtu jsou vždy tajemstvím jednotlivých výrobců.

3.6 Aplanační tonometrie

Aplanační tonometrie je metoda, která se převážně využívá k měření nitroočního tlaku, kdy měřicí sonda je přiložena na oční bulbus. Aplanační tonometrie je založena na principu oplošťování rohovky jak dotekovým, tak bezdotekovým způsobem. Tato velice přesná metoda byla modifikována pro použití při analýze pulsové vlny. Získání co nejpřesnějších výsledků vyžaduje dokonalé stlačení artérie pod měřicí sondou.

3.7 Měření proudových vln

Detekce proudových vln se provádí buď ultrazvukovým, nebo elektromagnetickým průtokoměrem. Ultrazvukové průtokoměry jsou založeny na principu Dopplerova jevu, tzn., že rychlost pohybu erytrocytů v krevním řečišti je rovna změně frekvence od nich odraženého zvuku. Změny frekvence jsou pak přímo úměrné změnám rychlosti pohybu krevních buněk odrážejících ultrazvukové vlny. Rozdíl frekvencí dopadající a odražené vlny je pak roven rychlosti toku krve. Zdrojem ultrazvuku bývá piezoelektrický krystal, který po excitaci vydává ultrazvuk o frekvenci, která bývá zpravidla volena mezi 2 -10 Mhz.

Elektromagnetické průtokoměry využívají Faradayova zákona elektromagnetické indukce. Podle tohoto zákona vzniká elektrické napětí v uzavřeném elektrickém obvodu změnou magnetického indukčního toku. Magnetické pole je buzeno sinusovým nebo kvadratickým proudem v čidle přiloženém na cévu. Tekoucí krev indukuje elektromotorickou sílu. Čím je rychlost proudění krve větší, tím je větší indukovaná elektromotorická síla snímaná elektrodami umístěnými na protilehlých místech cévy. Naměřené výsledky ovlivňují změny teploty organismu, změny tepové frekvence a změny hematokritu, které mění vodivé vlastnosti krve. Elektromagnetický průtokoměr umožňuje záznam změn rychlosti v čase menším než setina sekundy a lze tak přesně detekovat pulsující změny toku i změny u toku ustáleného.

3.8 Fonokardiografie

Fonokardiografie je definována jako grafická reprezentace zvuků, jež vznikají v srdci a okolních cévách. Při srdeční činnosti, střídavém zrychlování a zastavování proudu krve, naráží krev na struktury chlopněvého ústrojí; chlopně se náhle uzavírají a otevírají, šlašinky se napínají při kontrakci papilárních svalů a to vše dohromady vytváří kmity ve frekvenčním pásmu 30-500Hz, které se přenáší na hrudní stěnu, kde je lze slyšet a registrovat. Při auskultaci je obvykle možno zaznamenat bez obtíží dvě ozvy, jednu na začátku systoly a druhou na začátku diastoly. Jejich záznam pomocí citlivého mikrofónu se nazývá fonokardiogram a pomáhá rozlišit jednotlivé akustické vlny, z nichž se ozvy skládají.

3.8.1 První ozva

Je delší z obou a vzniká při kontrakci komorového myokardu kolem nestlačitelné krve a s tím souvisejícím uzavěrem cípatých chlopní asi 50-70ms po

začátku QRS komplexu. Výsledné vibrace stěn komor a cípatých chlopní pak vytvářejí 3 základní komponenty první ozvy.

Na začátku ozvy se objevuje pomalá vlna o nízké amplitudě, která časově koinciduje s deformací levé komory na začátku izovolumické kontrakce. Za ní následuje několik vln vyšší amplitudy, které doprovázejí prudký vzestup nitrokomorového tlaku ve fázi izovolumické kontrakce. Závěrečné vlny mají opět nižší amplitudu a souvisejí se začátkem vypuzovací fáze.

První ozva je nejlépe slyšitelná přímo nad srdečními komorami: V pátém mezižebří medioklavikulárně vlevo (mitrální chlopeň) a ve čtvrtém mezižebří parasternálně vpravo (trikuspidální chlopeň).

Doba trvání je asi 0,15s a kmitočet 25-45Hz.

3.8.2 Druhá ozva

Vzniká při uzavření poloměsíčitých chlopní aorty a plicnice, nejspíš vlněním chlopní při vlastním uzavěru spolu s náhlým zpomalením a vibracemi proudu krve. Začátek druhé vlny odpovídá obvykle konci vlny T na elektrokardiogramu a označuje konec vypuzovací fáze. Druhá ozva má 2 hlavní komponenty (které obvykle splývají):

- a) První komponenta: uzavěr aortální chlopně
- b) Druhá komponenta: uzavěr plicnicové chlopně (po 30ms)

Při výdechu (expiriu) se k sobě komponenty přibližují, při inspiriu se oddalují. Je to dáno tím, že v inspiriu se zvětší nitrohruční tlak, zvýší se žilní návrat, tím se zvýší tepový objem pravé komory, to vede k prodloužení jejího vypuzování, které způsobí zpoždění uzavěru pulmonální chlopně.

3.8.3 Třetí ozva

Na začátku plnicí fáze může rychlý přítok krve rozkmitat stěnu komor a vyvolat tzv. třetí ozvu, která je za normálního fyziologického stavu slyšitelná pouze u dětí. Za patologického stavu u starších lidí. Objevuje se na fonokardiogramu asi 0,10-0,12s po skončení vlny T na EKG záznamu.

3.8.4 Čtvrtá ozva

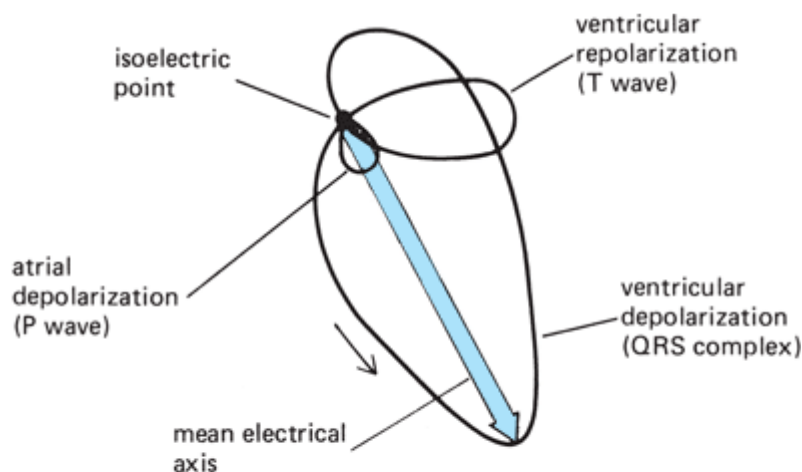
Systola síní může vyvolat i čtvrtou ozvu, která není slyšitelná při auskultačním vyšetření, můžeme ji však občas nalézt na fonokardiogramu, kde se objevuje současně s koncem vlny P na EKG záznamu. Je způsobena vibrací komorového myokardu při vstříku krve do komory při systole síní. Tato ozva je známkou selhávající levé komory.

3.9 Elektrokardiografie (EKG)

Pomocí EKG jsou zobrazovány *potenciálové rozdíly* (několik málo mV), které vznikají při podráždění srdce. EKG může informovat o poloze srdce, *tepové frekvenci*,

rytmu, původu a šíření vzruchů a o repolarizaci a repolarizaci a poruchách těchto dějů, nevypovídá však nic o kontrakci a přečerpávacím výkonu srdce.

Potenciály, které jsou podkladem EKG, vznikají na rozhraní mezi podrážděnými a nepodrážděnými částmi myokardu. Nepodrážděný nebo zcela podrážděný (depolarizovaný) myokard nevytváří žádnou změnu potenciálu viditelnou na EKG. Při postupu čela vlny depolarizace myokardem vznikají různé potenciály, které se liší velikostí a směrem. Každá srdeční buňka tvoří při průběhu akčního potenciálu dipól – vektor o daném rozměru a směru. Buněčný vektor směřuje od depolarizované části k polarizované, tj. ve směru šíření akčního potenciálu. Vektory vzniklé při šíření depolarizační vlny si lze představit jako šipky, jejichž délka je výrazem velikosti potenciálu a směr ukazuje směr potenciálu (hrot šipky: +). Mnoho individuálních vektorů se sčítá (jako grafický součet vektorů) do jednoho *sumačního*, či *integrálního* vektoru. Ten během šíření vzruchu myokardem mění svou velikost a směr, tj. hrot šipky sumačního vektoru opisuje dráhu smyčky, kterou je možno zobrazit na osciloskopu jako *vektorokardiogram*.



Source: Mohrman DE, Heller LJ: *Cardiovascular Physiology*, 6th Edition: <http://www.accessmedicine.com>

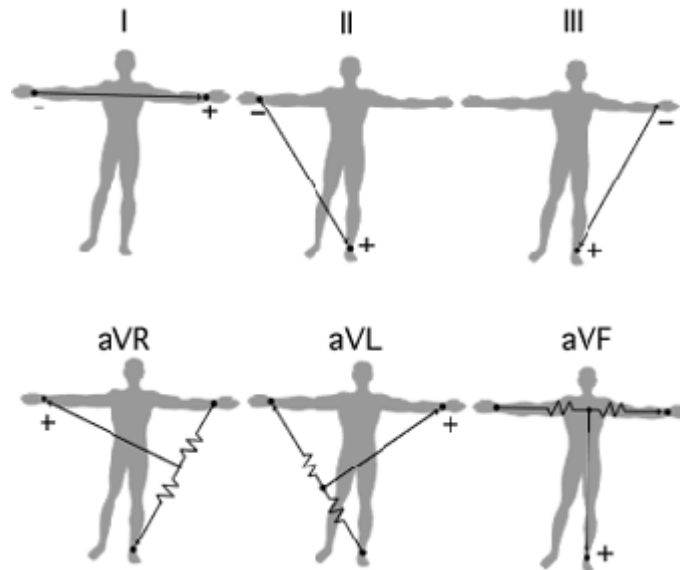
Obr. 3.3. Typický vektorokardiogram

[isoelectric point=izoelektrický bod, atrial depolarization=depolarizace síní, mean electrical axis=elektrická osa srdeční, ventricular depolarization=depolarizace komor, ventricular repolarization=repolarizace komor]

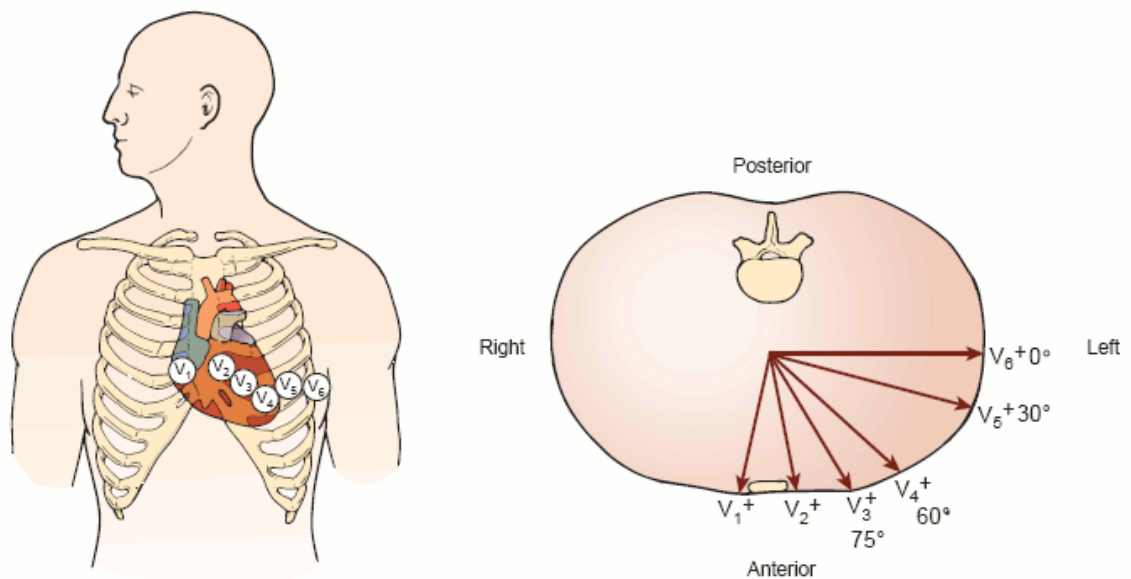
Pomocí končetinových a hrudních svodů lze zobrazit časový průběh okamžitého sumačního vektoru promítnutého na danou rovinu svodů. Svod paralelní k sumačnímu vektoru vykazuje největší výchylku (kmit R 1-2mV), svod k němu kolmý nevykazuje výchylku žádnou. Rozlišujeme mezi svody nacházejícími se ve frontální a horizontální rovině.

Einthovenovy svody I, II, III jsou bipolární a nacházejí se ve frontální rovině. U unipolárních Goldbergerových svodů (aVL, aVR, aVF) je, na rozdíl od svodů I-III, aktivní elektroda umístěna vždy na jedné končetině (např. na pravé paži při aVR) proti spojení obou dalších elektrod (na končetinách). To zvyšuje (aVR = augmented) výchylku kmitů.

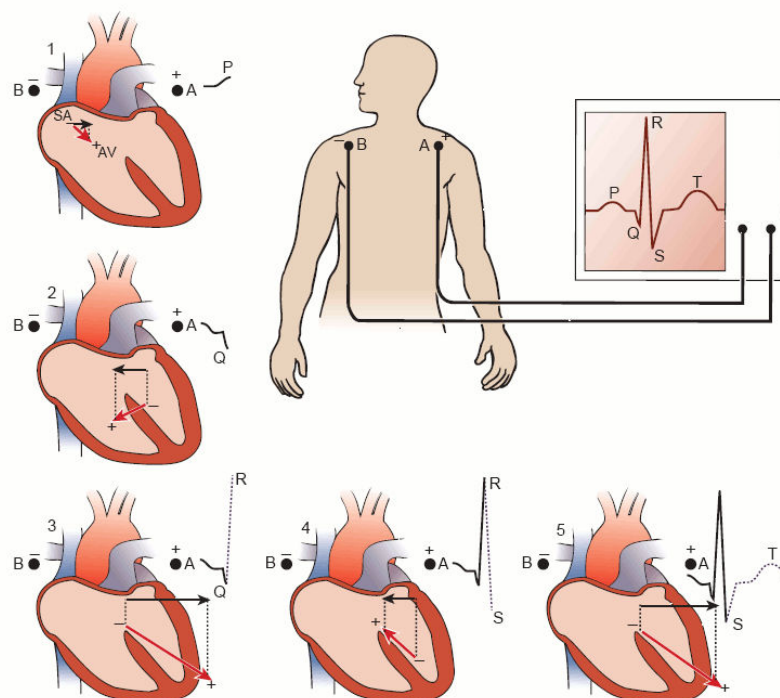
Unipolární svody $V_1 - V_6$ (Wilsonovy) se nacházejí v horizontální rovině. Spolu s výše popsanými svody ve frontální rovině umožňují třírozměrné znázornění sumačního vektoru. Wilsonovy svody snímají potenciálové změny z levé poloviny hrudníku, přičemž místa svodů leží v horizontální rovině. Jako indiferentní dioda přitom slouží spojení tří končetinových svodů přes odpor $5k\Omega$. Pomocí hrudních svodů, lze zachytit především vektory směřující vzad, které vytvářejí ve frontální rovině buď malé nebo vůbec žádné potenciály. Protože střední vektor QRS (elektrická osa srdeční) směřuje převážně dolů a dozadu, je vektor QRS ve $V_1 - V_3$ převážně negativní a ve $V_5 - V_6$ pozitivní.



Obr. 3.4. Standardní zapojení svodů podle Einthovena (nahore) a Goldbergova augmentovaná verze zvyšující amplitudu signálu (dole). Obě zapojení umožňují sledovat elektrickou srdeční aktivitu ve frontální rovině.
zdroj: <http://www.nobelprize.org>



Obr. 3.5. Standardní postavení unipolární Wilsonových svodů pomocí kterých sledujeme elektrickou srdeční aktivitu v horizontální rovině. Svorky jsou umístěny: $V_1 - 4.$ mezižebří pasterálně vpravo, $V_2 - 4.$ mezižebří pasterálně vlevo, $V_3 -$ mezi V_2 a V_4 , $V_4 - 5.$ mezižebří medioklavikulárně vlevo, $V_5 -$ mezi V_4 a V_6 , $V_6 - 5.$ mezižebří ve střední axiální čáře vlevo. zdroj: *Medical Physiology*, R.A. Rhoades, D.R. Bell



Obr. 3.6. Vznik elektrokardiografické křivky. 1. Vzruch vychází z SA uzlu a šíří se svalovinou síní. Protože tenká stěna síní obsahuje poměrně málo svalové hmoty, je i amplituda P vlny malá. 2. Krátká izoelektrická linie vzniká v důsledku šíření vzruchu AV uzlem. Myokardem mezikomorového septa se vzruch šíří směrem z levé komory do pravé, proto má kmit Q negativní výchylku. 3. Vlna depolarizace míří přes převodní systém až do oblasti myokardu srdečního hrotu. Píše se kmit s největší kladnou výchylkou – R. 4. Záporná výchylka kmitu S vznikne šířením vlny depolarizace přes pracovní myokard obou komor a to od endokardu k epikardu. 5. Po krátké izoelektrické linii (srdeční vlákna komor jsou ve fázi plató) dojde k repolarizaci komorového myokardu. Tento děj je elektricky opačný od depolarizace a zároveň probíhá opačným směrem, tedy od epikardu k endokardu. Vlna T proto bude mít výchylku kladnou. zdroj: Medical Physiology, R.A. Rhoades, D.R. Bell

V prvním končetinovém bipolárním svodu obdržíme na normálním elektrokardiogramu typickou křivku. Na této křivce rozeznáváme vlny P, T, případně U (vlny představují zaoblené výchylky s nižší amplitudou) a kmity Q, R a S (úzké a hrotnaté výchylky). Vzdálenosti mezi vlnami a kmity se nazývají úseky (např. PQ úsek od konce vlny P do začátku komplexu QRS), úseky spolu s vlnami tvoří intervaly. Při popisu iniciálního komorového komplexu QRS označujeme první negativní výchylku písmenem Q, první pozitivní výchylku písmenem R. Negativní výchylka následující po kmitu R se označuje písmenem S. Všechny další případné výchylky se apostrofují, tj. pozitivní se označují symboly R', R" atd., negativní pak symboly S', S" atd. Výchylky vyšší než 0,5mV se značí velkými písmeny, výchylky menší se značí malými písmeny.

P vlna fyziologicky předchází každý QRS komplex, od kterého je oddělena PQ intervalem (viz dále). Frekvence jejího výskytu je tedy shodná s frekvencí stahů komor. P vlna je v I. a II. svodu pozitivní, ve III. svodu pozitivní či negativní. Amplituda dosahuje 0,25mV, doba trvání nepřesahuje 0,11s.

PQ interval odpovídá systole síní a zdržení vzruchu v AV uzlu. Měříme jej od začátku P vlny do začátku komorového komplexu. Fyziologické hodnoty doby trvání se pohybují mezi 0,12–0,20 s.

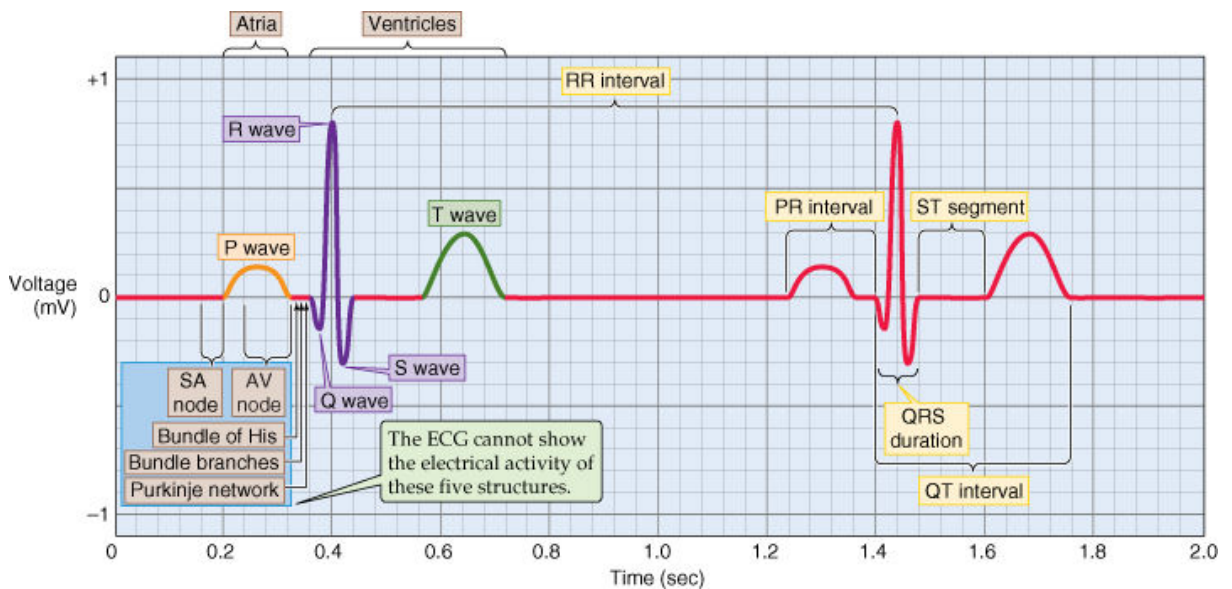
QRS komplex reprezentuje stah komorové svaloviny srdce. Popisujeme na něm tři typy kmitů: Q – kmit je první negativní výchylka s amplitudou 0 až 25% kmitu R. Normální doba trvání je menší než 30ms. R – kmit je pozitivní výchylka následující po Q kmitu. S – kmit je následující negativní výchylka s amplitudou od 0 od 0,8mV a dobou trvání 50ms. Doba trvání celého komplexu se pohybuje od 50 do 110ms.

ST úsek ohraničuje interval od konce QRS komplexu po začátek vlny T. Po kontrakci komorové svaloviny (QRS komplex) následuje fáze plató. V myokardu fyziologicky nedochází k žádným elektrickým změnám. Proto je normálně úsek mezi QRS komplexem a vlnou T v izoelektrické rovině. Normální pokles nebo vzrůst proti izoelektrické linii je do 0.1 mV.

QT interval je měřen od začátku QRS komplexu po konec vlny T. Tento interval se mění s tepovou frekvencí, věkem a pohlavím člověka, metabolismem minerálů (Ca^{2+} , K^+), je ovlivňován léky (např. digitalis). Celková délka odpovídá trvání depolarizace a repolarizace komorové svaloviny. Normální hodnoty jsou od 0,25 do 0,50s.

T vlna reprezentuje na EKG záznamu repolarizaci komorového myokardu. Fyziologicky je konkordantní (stejná polarita jako největší kmit QRS komplexu). Tabulky elektrokardiografických měření ukazují proměnlivý rozsah amplitud pro normální T vlnu. Napěťový rozsah je do 8,8 mV, doba trvání normální vlny T je od 100 do 250ms.

U vlna je malá pozitivní výchylka, která je někdy zaznamenávána po vlně T. Její výskyt je závislý na tonusu vegetativního nervstva, minerálního metabolismu (K^+) a celé řady dalších faktorů.



© Elsevier Ltd. Boron & Boulpaep: Medical Physiology, Updated Edition www.studentconsult.com

Obr. 3.7. Elektrokardiografická křivka. Všimněme si, že neznamenává slabou elektrickou aktivitu převodního systému srdečního, ale pouze pracovního myokardu síní a komor. Převrácená hodnota RR intervalu určuje srdeční frekvenci (Hz), po vynásobení číslem 60 získáme počet tepů za minutu.

4 Experimentální část

4.1 Polar RS800sd

K měření tepové frekvence v průběhu testů byl použit přístroj Polar RS800sd. Polar je složený ze dvou částí: hrudní pás a zápěstní jednotka. Hrudní pás je dále složen z popruhu se dvěma elektrodami, které snímají elektrickou aktivitu srdce s rozlišením jedné milisekundy a kódového vysílače WearLink W.I.N.D, který záznam z elektrod zpracovává. Zpracování probíhá na principu detekce a určení časového okamžiku mezi jednotlivými R vlnami. Informace o srdeční frekvenci (tep/minuta) jsou posílány kódovaným přenosem do zápěstní jednotky. Přenos signálu mezi jednotkami probíhá na frekvenci 2,4GHz. Zápěstní jednotka slouží k zobrazování a ukládání dat pro jejich další zpracování. Vybavenost komunikačním infračerveným portem IrDA umožňuje přehrát data ze zápěstní jednotky do PC.

Tab. 4.1. RS800 technické specifikace zápěstní jednotky

Funkce jednotky	Hodinky, datum, budík
Rozsah měření TF	15-240 Tep/min.
Zobrazovaný rozsah rychlosti	0-36km/h nebo 0-22,3m/s
Zobrazovaný rozsah nadmořské výšky	-550 – 9000m
Velikost paměti	1MB/99 souborů
Konektivita	IrDA, Polar W.I.N.D. 2.4GHz Wireless
Jazyky	Angličtina, němčina, francouzština, španělština
Typ baterie	volně měnitelná, CR2032 (3V)
Životnost baterie	průměrně 1 rok (hodina denně)
Těsnící kroužek baterie	Silicon O-Ring, 20.0 x 1.1
Operativní teplota	-10° – 50°C
Materiál řemínku a přezky	polyuretan, nerezová ocel
Váha	46g
Vodotěsnost	50m



Obr. 4.1. zápěstní jednotka RS800sd, zdroj: <http://www.polar.fi>

Tab. 4.2. RS800sd technické specifikace hrudního pásu

Konektivita	Polar W.I.N.D. 2.4GHz Wireless
Typ baterie	měnitelná uživatelem, CR2025
Životnost baterie	průměrně 2 roky (3h/den)
Těsnící kroužek baterie	O-ring 20.0 x 1.0, silikon
Operativní teplota	-10° – 40°C
Materiál konektorů	polyamid
Váha	23g
Materiál řemenu	polyuretan, polyamide, polyester, elastan, nylon



Obr. 4.2. RS800sd hrudní pás, zdroj: <http://www.polar.fi>

4.2 Metodika testování

Na začátku testování byl každý seznámen s programem jednotlivých testů a s postupem jakým se tyto testy vyplňují. Všechny testované jsem požádal, aby k vyplňování testů přistupovali svědomitě. Testy bylo vhodné vyplnit podle schopností každého člověka pokud možno co nejrychleji s minimálním počtem chyb.

Pro testování závislosti tepové frekvence na psychické zátěži byly vybrány dva vhodné vizuální zátěžové testy (Čtverce a Z-test). Testování probíhalo ve třech fázích (relaxace, test, relaxace). Testovaná osoba si před začátkem testování nasadila hrudní pás Polar, aby bylo možné průběžně snímat její tepovou frekvenci.

První fáze testování představovala pěti minutovou relaxaci, která byla následována spuštěním testu. Na první test (Čtverce) bylo vymezeno patnáct minut, na druhý test (Z-test) bylo vymezeno minut dvacet. Když nebylo po uplynutí časového limitu u prvního testu splněno zadání, test byl ukončen a testovaná osoba přešla do deseti minutové relaxace. V případě druhého testu bylo možné testovací dobu prodloužit, pokud testovaný nebyl příliš psychicky vyčerpan a cítil se na to, že v přidáném čase sérii úkolů dokončí. Po ukončení každého testu následovala deseti minutová pauza.

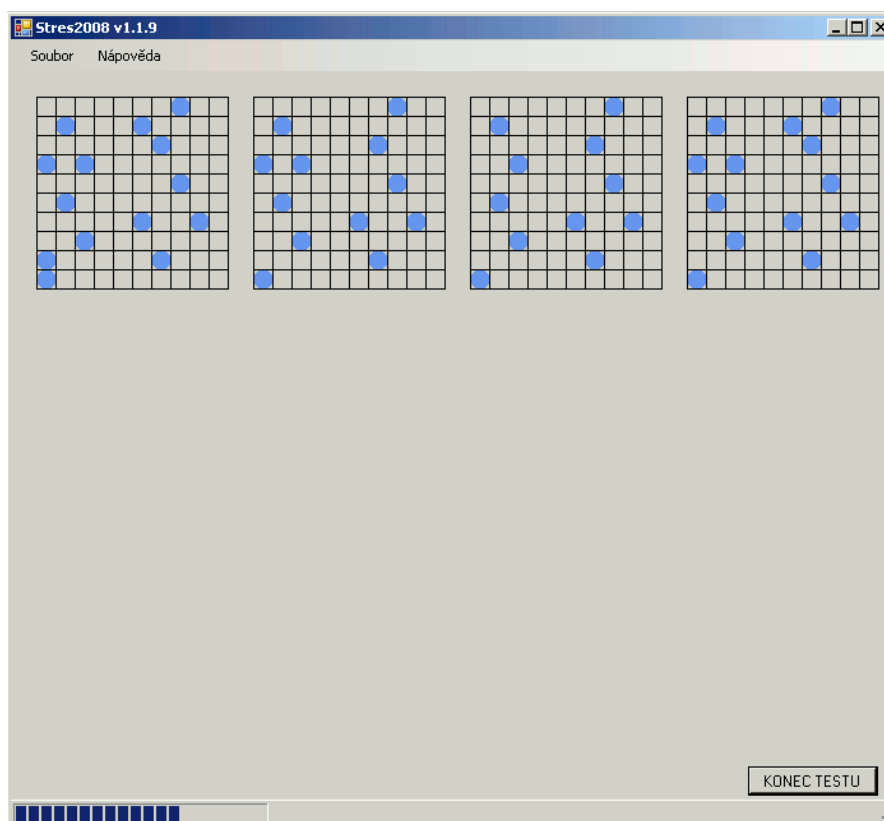
V průběhu testu byl synchronně sledován a zaznamenávám průběh vstupního signálu a tepové frekvence v čase. Vstupní signál u prvního testu představoval počet

právě řešených čtverců, u druhého testu pak čas potřebný k vyřešení subtestu. Vstupní signál by generován a zaznamenávám programem, který obsluhoval běh testu. Tepová frekvence (výstupní signál) byla snímána přístrojem Polar v reálném čase a její hodnoty ukládány pro další zpracování.

4.3 Popis testů

4.3.1 Čtverce

Prvním použitým zátěžovým testem je program Stres2008. Tento test je založen na odklikávání šachovnic v předepsaném časovém limitu. Šachovnice jsou vizuálně zobrazeny na obrazovce, přičemž každá šachovnice má ve svých polích rozmístěno různé množství kruhů. Úkolem testované osoby je seřadit šachovnice od té s nejmenším počtem kruhů ve svých polích po tu s největším počtem kruhů. Test začíná po jeho spuštění (Soubor → Spustit) se dvěma šachovnicemi na obrazovce. Po úspěšném seřazení těchto dvou šachovnic se spustí další kolo, kde je potřeba vyřešit stejnou úlohu s jednou šachovnicí navíc. Šachovnice jsou tedy minimálně dvě, maximálně jich může být na obrazovce dvanáct. Pokud se testovaný postupně propracuje až ke dvanácti šachovnicím, test končí. Test končí i tehdy, pokud je překročen celkový časový limit na test (15 min.).



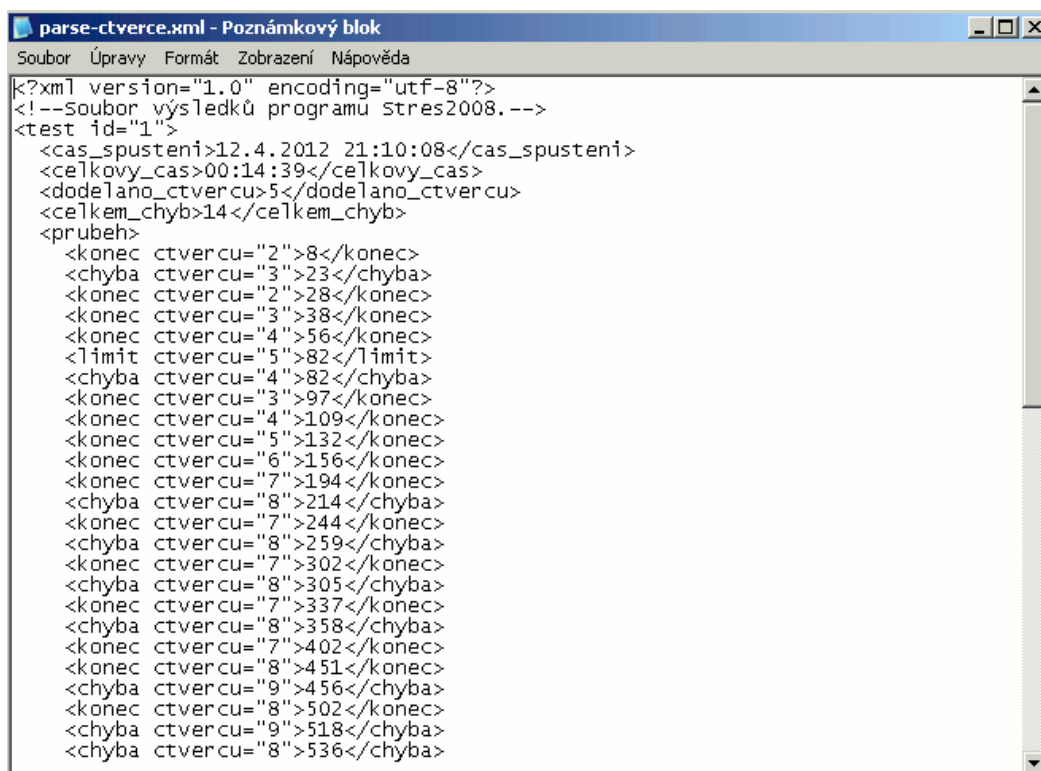
Obr. 4.3. Program Stres2008

Na každé kolo je přesně stanovený časový limit. První kolo musí být vyřešeno do deseti sekund. Na každé následující kolo je o pět sekund více než na kolo předchozí. Pokud testovaná osoba není schopná vyřešit úspěšně aktuální kolo v požadovaném časovém limitu, je penalizována návratem do kola předchozího.

Tato penalizace je uplatněna i v případě, že jsou šachovnice podle počtu kruhů seřazeny špatně.

Vstupní schodovitá funkce, která odráží míru psychického zatížení člověka, je počítána podle množství čtverců, které je právě řešeno. V grafech je tato funkce pak synchronně vynesena spolu se změřeným srdečním tepem.

Výsledky testu je možné po jeho ukončení uložit ve formátu XML. Vygenerovaný soubor ukládá id testované osoby pro její pozdější identifikaci, čas spuštění testu, čas potřebný ke splnění testu, nejvyšší počet dosažených šachovnic, celkový počet chyb a podrobný časový záznam testu. Pro další úpravu XML souboru (jako zobrazení tabulky schodovité funkce apod.) je potřeba napsat skripty.



```
<?xml version="1.0" encoding="utf-8"?>
<!--soubor výsledků programu stres2008.-->
<test id="1">
  <cas_spusteni>12.4.2012 21:10:08</cas_spusteni>
  <celkovy_cas>00:14:39</celkovy_cas>
  <dodelano_ctvercu>5</dodelano_ctvercu>
  <celkem_chyb>14</celkem_chyb>
  <prubeh>
    <konec ctvercu="2">8</konec>
    <chyba ctvercu="3">23</chyba>
    <konec ctvercu="2">28</konec>
    <konec ctvercu="3">38</konec>
    <konec ctvercu="4">56</konec>
    <limit ctvercu="5">82</limit>
    <chyba ctvercu="4">82</chyba>
    <konec ctvercu="3">97</konec>
    <konec ctvercu="4">109</konec>
    <konec ctvercu="5">132</konec>
    <konec ctvercu="6">156</konec>
    <konec ctvercu="7">194</konec>
    <chyba ctvercu="8">214</chyba>
    <konec ctvercu="7">244</konec>
    <chyba ctvercu="8">259</chyba>
    <konec ctvercu="7">302</konec>
    <chyba ctvercu="8">305</chyba>
    <konec ctvercu="7">337</konec>
    <chyba ctvercu="8">358</chyba>
    <konec ctvercu="7">402</konec>
    <konec ctvercu="8">451</konec>
    <chyba ctvercu="9">456</chyba>
    <konec ctvercu="8">502</konec>
    <chyba ctvercu="9">518</chyba>
    <chyba ctvercu="8">536</chyba>
  </prubeh>
</test>
</-->
</xml>
```

Obr. 4.4. XML soubor vygenerovaný programem Stres2008

4.3.2 Z-test

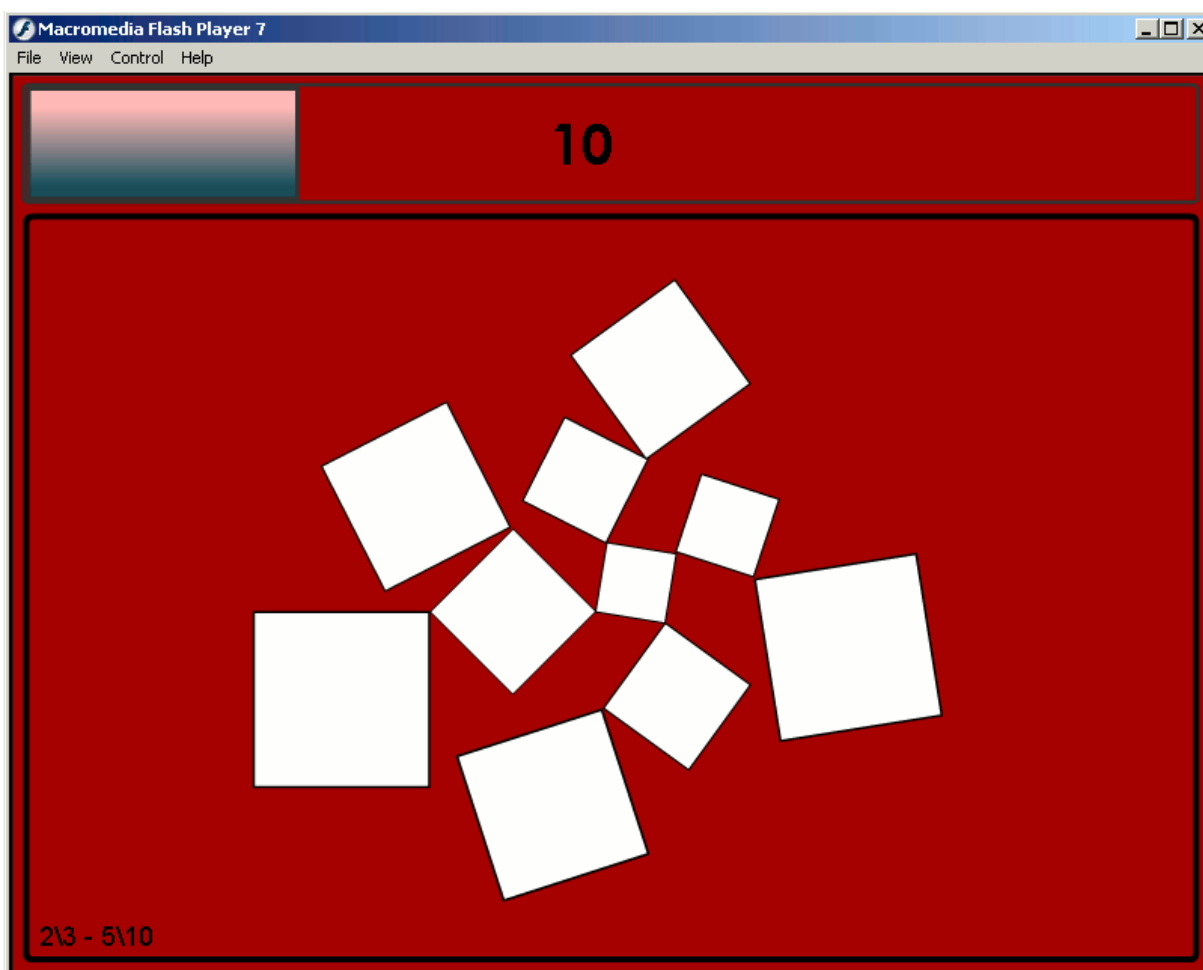
Druhým použitým zátěžovým testem je program Z-test. Testovaná osoba plní třicet subtestů různé náročnosti, které jsou zaměřeny na postřeh a logicko-matematické myšlení.

Test je rozdělen do tří částí po deseti subtestech. První část je jednoduchá, druhá středně těžká, třetí nejtěžší. Rostoucí obtížnost mají i jednotlivé subtesty v rámci každé části. Každý subtest obsahuje deset čtverců, které je potřeba seřadit podle požadovaného kritéria, které se řídí typem čtverců. Čtverce vyplněné písmeny je potřeba seřadit podle abecedy, čísla podle velikosti, různě velké čtverce bez popisku podle velikosti. Pokud pole mění svou velikost, porovnáváme ho s ostatními v maximální velikosti, které při změně dosáhne.

První deset subtestů obsahuje statická pole s alfanumerickými znaky. Pole s písmeny jsou pouze v rozsahu A-J. Červené pozadí pulzuje rychlostí 80tep/min., stejnou rychlost má i zvuk tlukoucího srdce.

Druhá série testů obsahuje opět statické čtverce, které mohou ale být zrcadlově převrácená nebo vodorovně přetočená a různě navzájem překrytá. V druhé polovině série se objevují trojčíselná čísla a písmena jsou vybrána z celé abecedy, objevují se tu čtverce bez popisků, které řadíme podle velikosti. Červené pozadí pulzuje rychlostí 120tep/min., stejnou rychlost má i zvuk tlukoucího srdce.

Ve třetí úrovni narazíme na pole měnící svou velikost, i na pole pohyblivá. Některá numerická pole obsahují místo jednoho čísla matematický příklad, jehož výsledkem je hodnota pole. Červené pozadí pulzuje rychlostí 160tep/min., stejnou rychlost má i zvuk tlukoucího srdce.



Obr. 4.5. Příklad subtestu z programu Z-test

Na každý subtest je vyhrazen určitý časový limit. Pokud testovaná osoba nestihne správně seřadit všech deset polí v daném limitu, musí řešit subtest od začátku. Při každém špatném pokusu se limit pro splnění úlohy postupně zmenšuje o jednu sekundu až k pevně dané minimální hranici. Splnit kolo v nejmenším časovém intervalu vyžaduje značně zvýšenou pozornost. Tento princip penalizace je použit i v případech kdy: testovaný klikne mimo jakékoliv pole nebo klikne na pole, které nemá následovat po poli předchozím.

Vstupní schodovitá funkce, která determinuje míru psychického zatížení člověka během testu, je brána jako čas, který bylo třeba vynaložit na vyřešení každého subtestu. Tento čas je u jednotlivých subtestů pro každého individuální.

Výstupem programu je textový soubor, který obsahuje všechny důležité události, které během řešení testu proběhly. Tento soubor je potřeba dále parsovat a upravovat vlastními skripty.

Tab. 4.3. Formát a význam dat ve výstupním souboru programu Z-Test

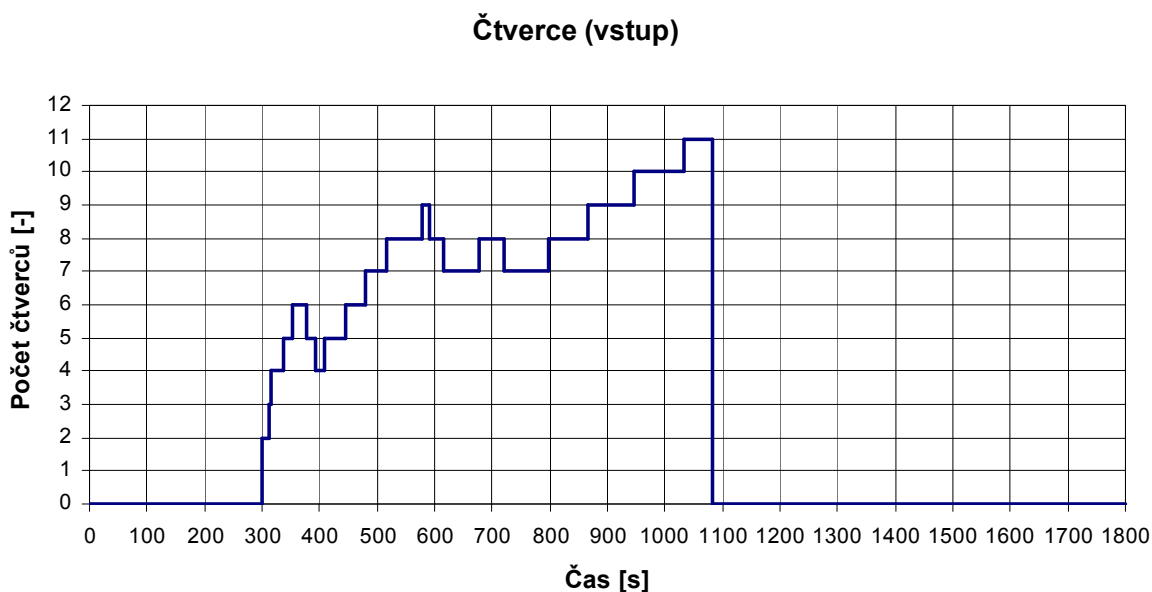
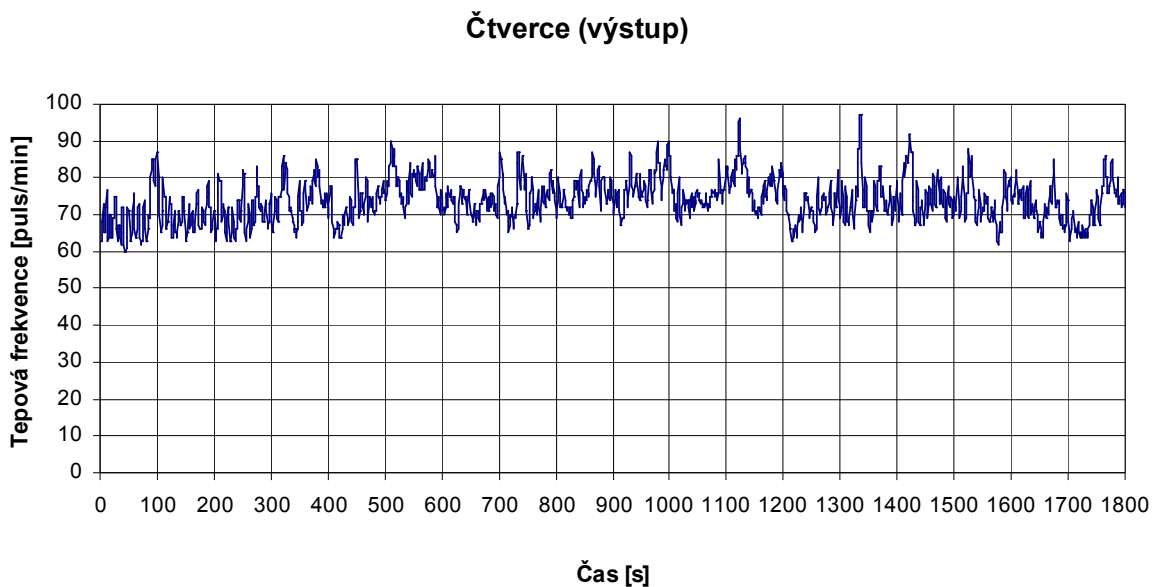
časový údaj	sloupec			význam
	5	6	7	
hodina, minuta, sekunda, milisekunda	0	0	0	start testu
	1-10	1-10	1-3	stisknuto pole 1-10 v subtestu 1-10, na úrovni 1-3
	-1	1-10	1-3	stisknuto pole ve špatném pořadí v subtestu 1-10, na úrovni 1-3
	-2	1-10	1-3	kliknutí mimo pole v subtestu 1-10, na úrovni 1-3
	-3	1-10	1-3	vypršení časového limitu v subtestu 1-10, na úrovni 1-3

4.4 Naměřená data a grafy

Při měření byl vždy společně zaznamenán vstup a výstup ze systému. Biologický systém zde představuje lidské tělo. Vstupem rozumíme zátěž, které byla testovaná osoba vystavena, výstupem fyziologickou reakci lidského těla. U prvního testu (Čtverce) jsme vstup kvantifikovali jako množství právě řešených šachovnic, u druhého (Z-test) jako čas, který byl potřeba pro řešení subtestu. Výstupem vždy rozumíme tepovou frekvenci.

Naměřená data nejprve vyneseme do grafů. Pro všechny zkoumané osoby pod sebe graficky znázorníme vstupní a výstupní signál. Pro jednu vybranou zkoumanou osobu podrobně popíšeme vstupní a výstupní data a to u obou testů (Čtverce, Z-test). U této osoby také vyhledáme průběhy tepové frekvence klouzavým průměrem. Ostatní grafická srovnání vstupních a výstupních dat budou vložena do přílohy.

Pro všechny testované osoby spočítáme a mezi sebou porovnáme plochu vstupního signálu, střední hodnotu tepové frekvence a její rozptyl.



Obr. 4.6. Test Čtverce, Porovnání průběhu tepové frekvence (nahore) a počtu šachovnic (dole) v čase pro vybranou osobu.

Graf na obr. 4.6. představuje průběh tepové frekvence synchronizovaný s počtem právě řešených šachovnic při testu Čtverce u první testované osoby. Během pěti minutové relaxace před začátkem spuštění testu je patrná klidná tepová frekvence s velkou variabilitou. Velká variabilita značí vyrovnaný vliv sympatiku a parasympatiku na srdeční činnost.

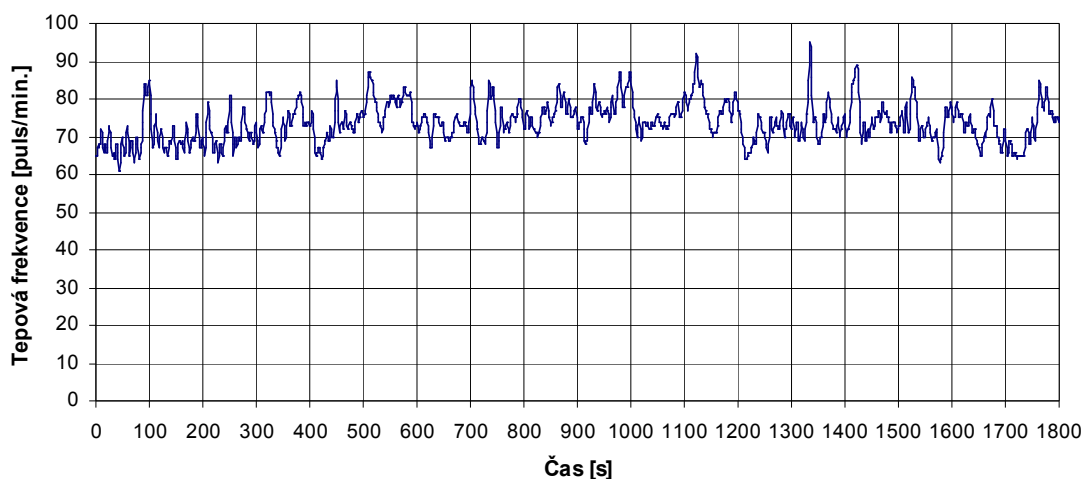
Po spuštění testu se variabilita mírně sníží a začnou být patrné lokální rostoucí tendence tepové frekvence. Toto je nejpatrnější mezi časy 400-600s a poté a 1000-1130s. Pokud srovnáme první úsek této rostoucí tendence s počtem řešených šachovnic zjistíme, že počet šachovnic během tohoto úseku rovnoměrně narůstal. Zde je tedy pozorovatelná shoda mezi rostoucí tendencí tepové frekvence a přibývajícimi šachovnicemi. Druhá nejvýraznější rostoucí tendence odpovídá

samotnému závěru testu, kdy byla testovaná osoba vystavena největší psychické zátěži, protože řešila největší počet šachovnic.

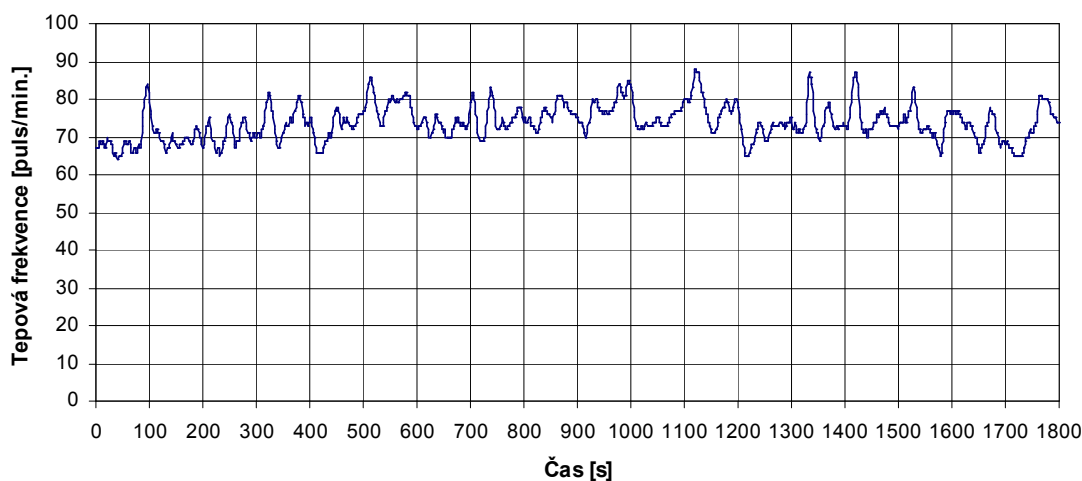
Po ukončení testu je v čase 1130-1210s patrný rychlý pokles tepové frekvence, který je následován mírným vzrůstem 1210-1300s a poté plochým trendem.

Rozdíly jsou patrné i při porovnání úseku relaxace před začátkem testu a po jeho ukončení. Ačkoliv se jedná v obou případech o relaxaci, jsou si průběhy tepové frekvence nepodobné. Zatímco před začátkem testu pozorujeme mírně rostoucí trend (zřejmě v důsledku očekávání nadcházejícího zatížení) s poměrně klidným průběhem, po ukončení testu je trend tepové frekvence plochý s výraznými vrcholy a propady. Lze vyvodit závěr, že aktivita sympatiku a parasympatiku je i po ukončení testu dlouho zvýšená. Sympatikus dominuje v časech 1300-1530s, kdy je možné pozorovat několik výrazných vrcholů. V časech 1530-1750s převládá vliv parasympatiku, který se odrazí jako několik místních propadů.

Čtverce, Klouzavý průměr (p=5)

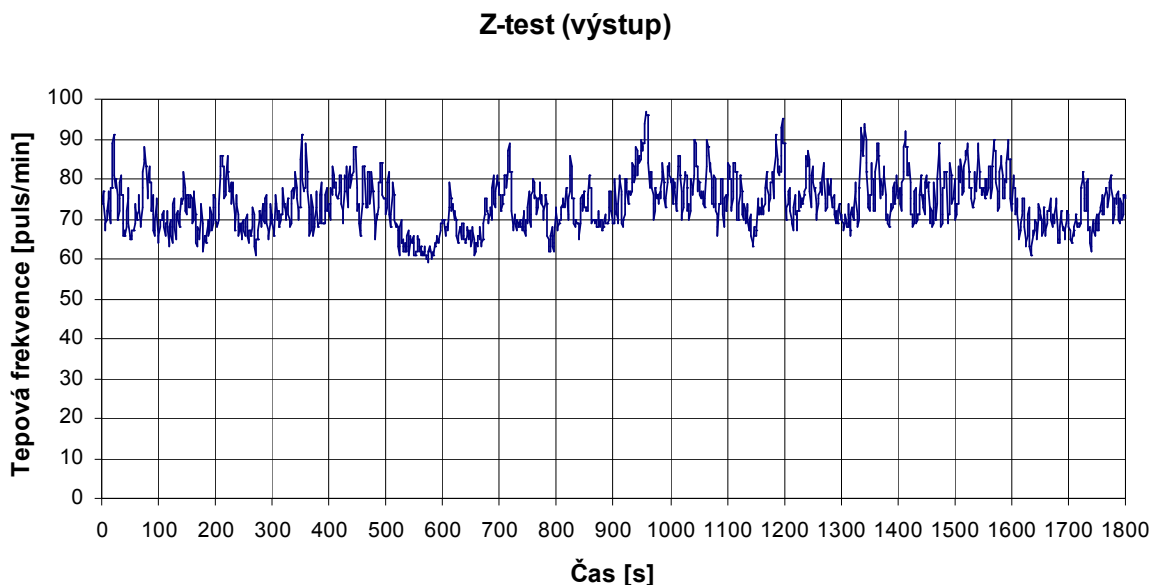


Čtverce, Klouzavý průměr (p=11)



Obr. 4.7. Test Čtverce, Průběhy tepové frekvence vyhlazené klouzavým průměrem pro 5 (nahore) a 11 (dole) vzorků.

Pro lepší pozorování trendů v průběhu tepové frekvence je možné využít vyhlazení křivky průběhu klouzavým průměrem. V grafu na obr. 4.7. je použito průměrování s pěti (nahore) a jedenácti vzorky (dole). Ačkoliv se čitelnost trendu trochu zlepší, dojde ke zploštění křivky. Maxima a minima už nejsou tolik výrazná.



Obr. 4.8. Z-Test, Průběh tepové frekvence (nahore) a času řešení subtestů (dole).

U průběhu tepové frekvence na obr. 4.8. (nahore) je možné pozorovat klidný variabilní průběh v čase 0-250s, který odpovídá relaxační fázi testu. Na konci relaxační fáze a krátce po začátku testu 250-450s dojde k dočasnému pozorovatelnému zvýšení tepové frekvence. Po počátečním náporu následuje v čase 450-500s stabilizace a poté prudký pokles 500-560s.

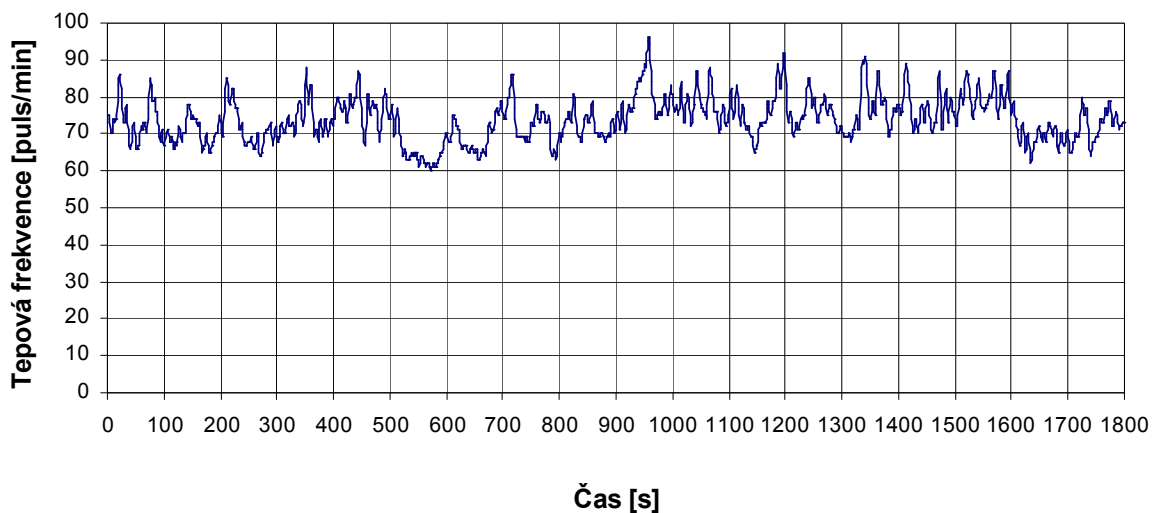
Na předchozím popisu situace je patrné, jak se nejprve lidský organismus připravoval na neznámou zkoušku zvýšením tepové frekvence. Po prvních dvou sériích úloh počáteční pohotovost opadla. Hodnoty tepové frekvence na počátku

nejtěžší třetí série klesají a dostávají se dokonce pod počáteční klidové hodnoty. Snížená variabilita během této fáze nám říká, že ačkoliv tepová frekvence klesá, tělo je vystaveno stresu, se kterým se ale dobře vyrovnává.

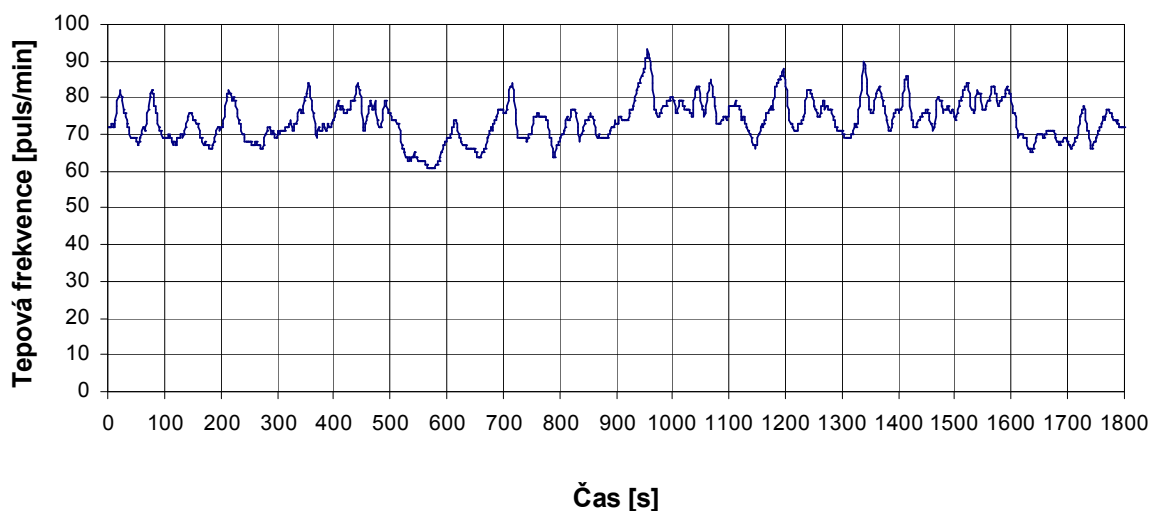
V čase 560-710s dochází k růstu tepové frekvence, poté ke stabilizaci 710-880s a následuje opět růst 880-950s. Tento průběh odpovídá posledním deseti nejtěžším subtestům, které tvoří třetí sérii. Po obou růstech následuje vrchol, který se objeví vždy těsně po vyřešení nejtěžšího subtestu, tj. subtestu 22 a 28.

Po vyřešení celého testu má následující doba relaxace plochý trend s velkou variabilitou a několika špičkami. Plochý trend trvá až do času 1600s, po kterém následuje náhlý pokles tepové frekvence. Následujících 200s se tep drží o 10 úderů níže.

Z-test, Klouzávý průměr (p=5)

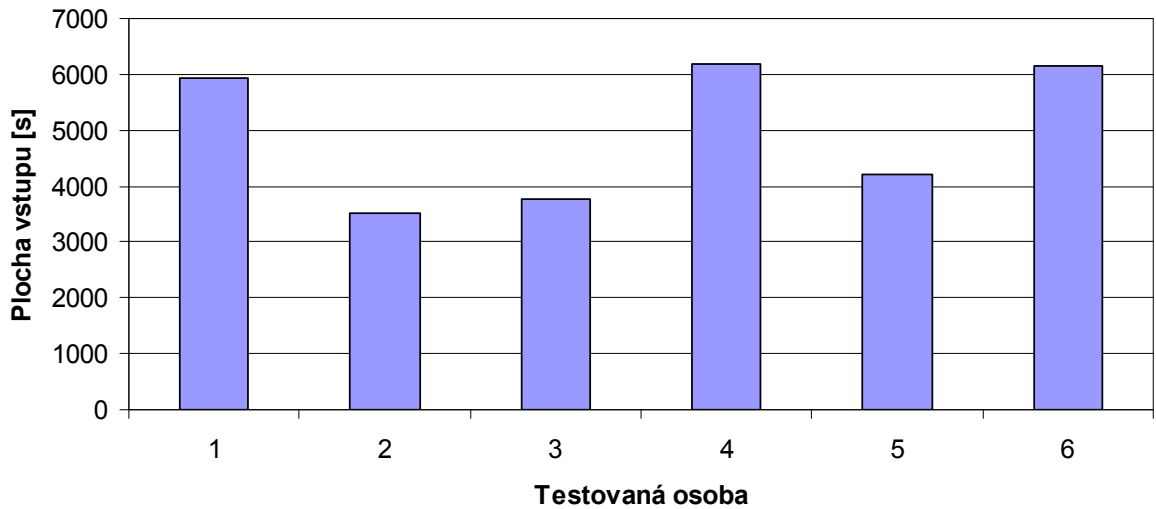


Z-test, Klouzávý průměr (p=11)

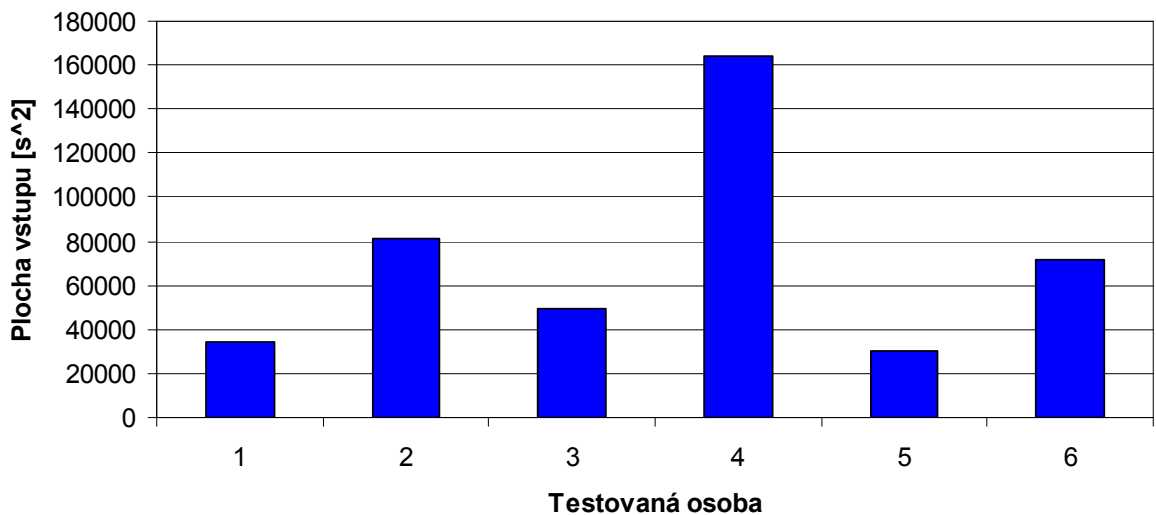


Obr. 4.9. Z-test, Průběh tepové frekvence vyhlazené klouzávým průměrem pro 5 (nahore) a 11 (dole) vzorků.

Čtverce, Vzájemné porovnání plochy vstupu



Z-Test, Vzájemné porovnání plochy vstupu



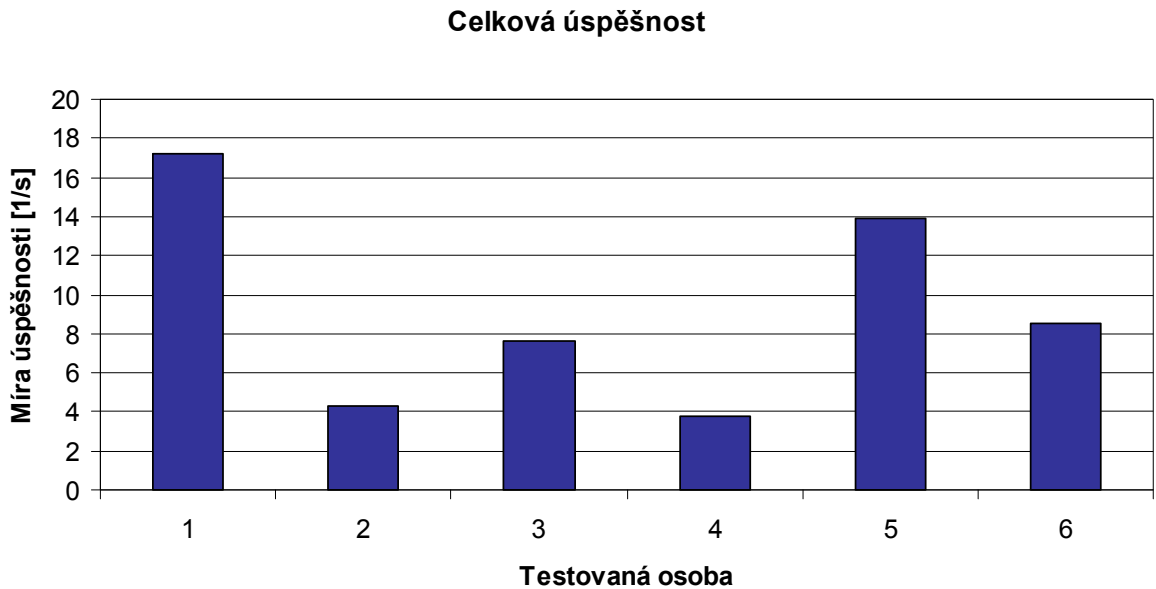
Obr. 4.10. Graf vzájemného porovnání ploch vstupů pro test Čtverce (nahore) a Z-test (dole).

U vstupních signálů spočítáme a zobrazíme jejich plochy (obr. 4.10.). Plocha vstupního signálu nám prozradí celkové zatížení testovaných osob. Větší plocha signálu znamená větší psychické zatížení.

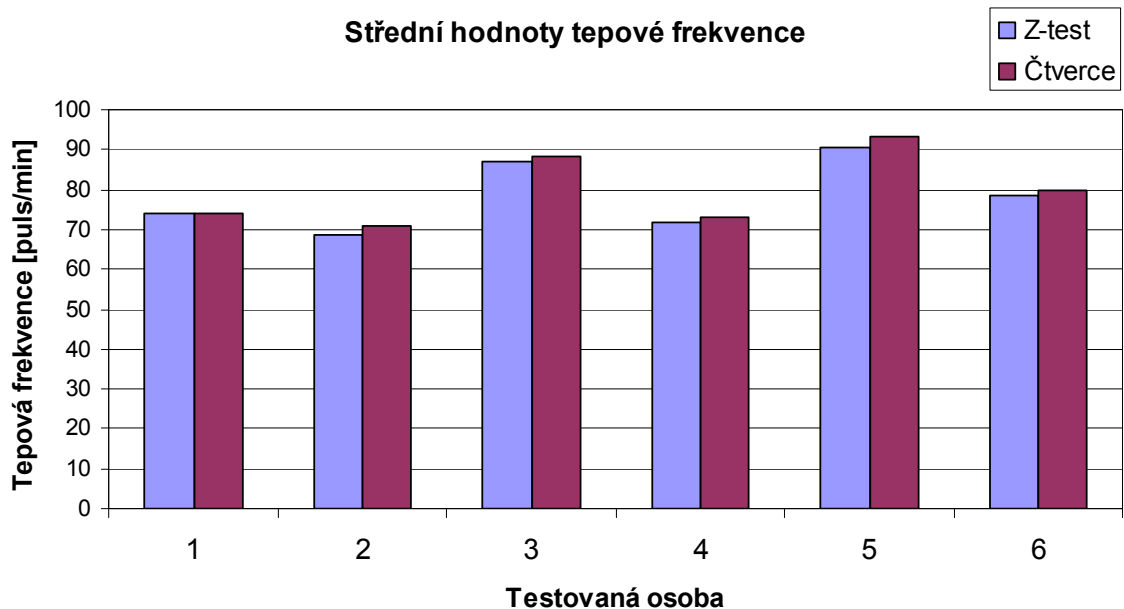
Plocha signálu také vypovídá o úspěšnosti řešení daného testu. Budeme-li předpokládat, že úspěšnější řešitel při řešení testu Čtverce strávil na úrovních s více šachovnicemi delší dobu než na úrovních s méně šachovnicemi, pak můžeme velikost plochy nazvat mírou úspěšnosti pro tento test. Vzhledem k tomu, že úroveň se všemi dvanácti šachovnicemi vyřešila pouze jedna testovaná osoba a to až těsně před koncem celkového časového limitu, je možné pokládat takové kritérium úspěšnosti za relevantní.

Úspěšnější řešitel Z-testu naopak celý test vyřešil v co nejkratším čase. Jako vstupní signál u Z-testu uvažujeme časy řešení jednotlivých subtestů. Z toho vyplývá, že úspěšnější řešitel bude mít plochu vstupního signálu co nejmenší.

Poměr ploch vstupních signálů mezi testem Čtverce a Z-testem (obr. 4.11.) určuje celkovou úspěšnost v obou testech. Úspěšného řešitele indikuje velký poměr.



Obr. 4.11. Graf představuje poměr mezi plochou vstupního signálu u testu Čtverce a Z-testu. Výsledek je pro lepší čitelnost násobený stem.



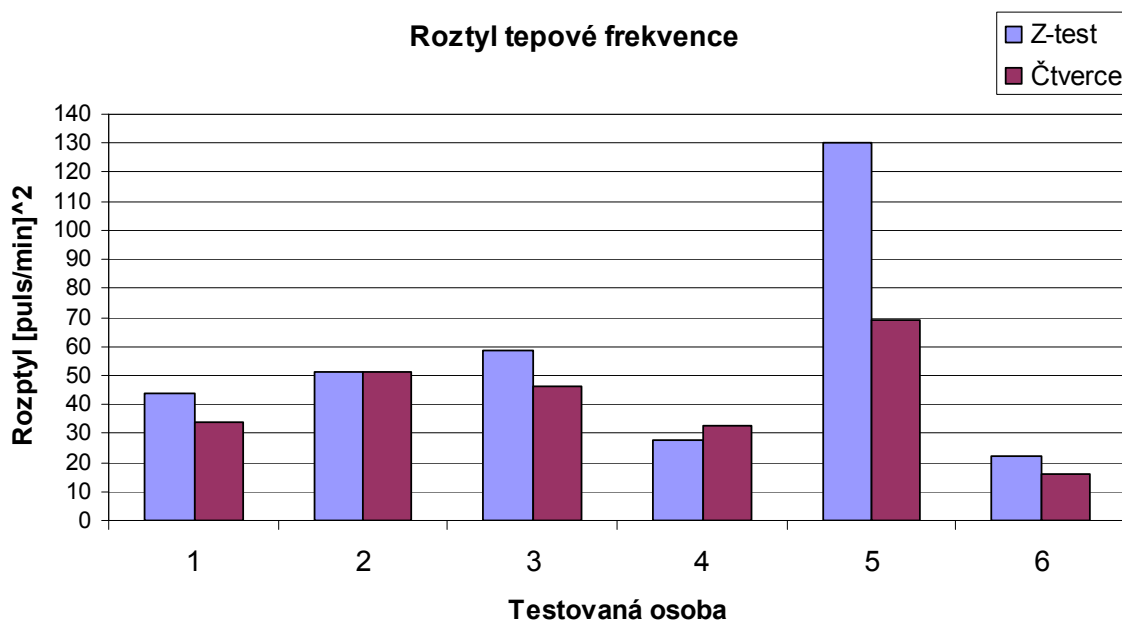
Obr. 4.12. Střední hodnoty tepové frekvence v průběhu testů u všech testovaných osob.

Pro tepovou frekvenci spočítáme střední hodnotu a rozptyl. Střední hodnota (obr. 4.12.) popisuje přesný střed (průměr) naměřených hodnot. Spočítáme ji jako

$$E(x) = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{N},$$

kde x_i je naměřená hodnota a N celkový počet hodnot. Rozptyl (obr. 4.13.) vyjadřuje variabilitu rozdělení naměřených dat kolem střední hodnoty. Je definován jako střední hodnota kvadrátů odchylek od střední hodnoty.

$$\sigma^2 = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - E(x))^2.$$



Obr. 4.13. Rozptyl tepové frekvence u obou testů pro všechny osoby.

5 Závěr

Cílem práce bylo zjistit závislost tepové frekvence na psychické zátěži. V prvním kroku jsme si objasnili fyziologickou podstatu problému. Tepová frekvence je vnějším měřitelným projevem činnosti lidského srdce. Abychom mohli pochopit problém vzniku, změny a řízení tepové frekvence, seznámili jsme se podrobně s činností lidského srdce. Pro vznik a řízení tepové frekvence jsou kritické především rychlost a způsob šíření vzruchu převodním systémem srdečním a svalovinou myokardu. Šíření vzruchu je ovlivněno průběhem akčního potenciálu srdečních buněk. Na průběh akčního potenciálu má majoritní vliv ANS (autonomní nervový systém). ANS působí prostřednictvím sympatiku a parasympatiku a ovlivňuje tak propustnost iontových kanálů a poměr v koncentraci mezi ionty uvnitř a vně srdečních buněk. Toto působení změní křivku průběhu akčního potenciálu buněk. Vliv sympatiku má za následek takovou změnu křivky, která šíření vzruchu urychlí, parasympatikus naopak šíření vzruchu zpomalí. Lidský organismus stimuluje činnost sympatiku, pokud je vystaven stresu. Máme tedy opodstatněný fyziologický důvod domnívat se, že psychická zátěž, která bude dostatečně stresující, se projeví změnou tepové frekvence.

S pochopením průběhu srdeční činnosti, vzniku a řízení srdeční frekvence jsme prozkoumali různé způsoby, jak zprostředkovaně nebo přímo srdeční frekvenci měřit. Nejvíce způsobů je založeno na zkoumání pulsově vlny, která vzniká při rytmické činnosti srdce. Mezi nejběžnější metody založené na tomto principu patří sfygmografie, pletysmografie a fotopletysmografie. Dalším rozšířeným způsobem, jak měřit srdeční frekvenci je fonokardiografie: poslech a záznam zvuků, které při své činnosti srdce vytváří. Nejpřímější metodou měření tepové frekvence je zkoumání elektrické aktivity srdce pomocí EKG. Pokud jsme schopni zaznamenávat průběh měření v reálném čase, můžeme pro zkoumání závislosti tepové frekvence na psychické zátěži použít kteroukoliv popisovanou metodu.

Pro měření tepové frekvence jsme měli k dispozici přístroj Polar RS800sd. Tento přístroj je primárně určen pro sportovce, kteří si chtějí při fyzickém výkonu měřit svou tepovou frekvenci. Přístroj měří tepovou frekvenci v reálném čase a výsledky ukládá. Bohužel, neexistuje hardware, který by umožnil komunikaci mezi přístrojem a PC v reálném čase. Vlastní vývoj takového hardware nebyl záměrem této práce. Protože Polar neumožňuje komunikaci s PC v reálném čase a zabraňuje nám tedy v reálném čase řídit testy hodnotami tepové frekvence, hodnotíme ho pro splnění zadání práce jako nevhodný.

Pro generování psychické zátěže jsme vybrali dva testy. Test Čtverce je založen na postupném odklikávání stále většího počtu šachovnic a to podle množství kruhů, které tyto šachovnice obsahují ve svých polích. S rostoucím počtem šachovnic roste i psychická zátěž, které je člověk vystaven. Z-test obsahuje třicet subtestů různé obtížnosti. Vyřešení všech subtestů vyžaduje značnou pozornost.

U šesti lidí jsme naměřili průběhy tepové frekvence během řešení testů. Tyto průběhy jsme vynesli synchronně se zátěží jaké byl člověk vystaven. Uvažovali jsme

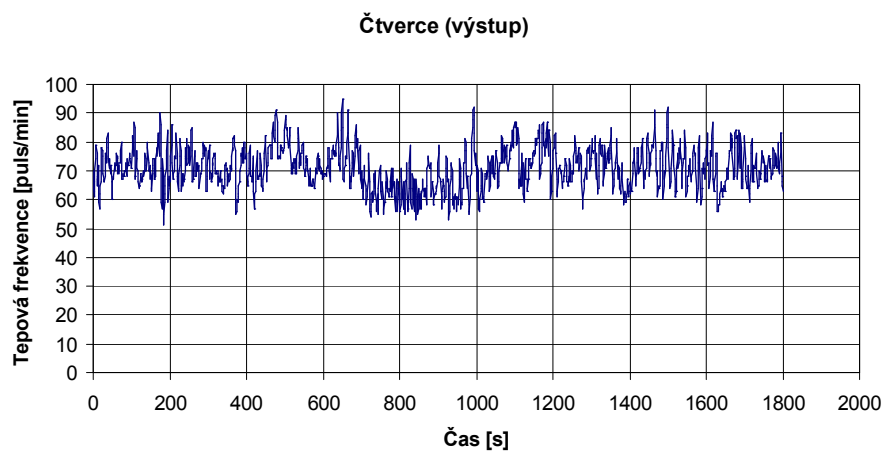
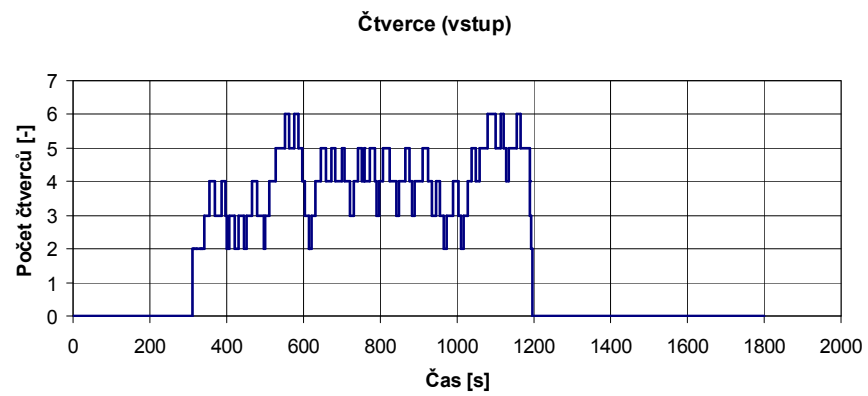
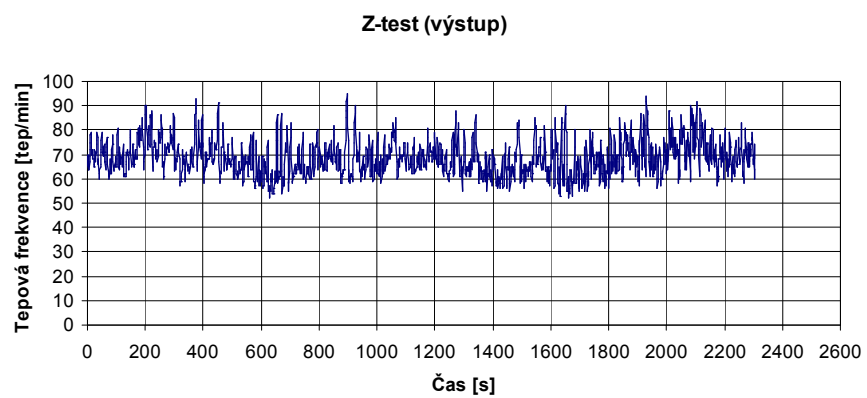
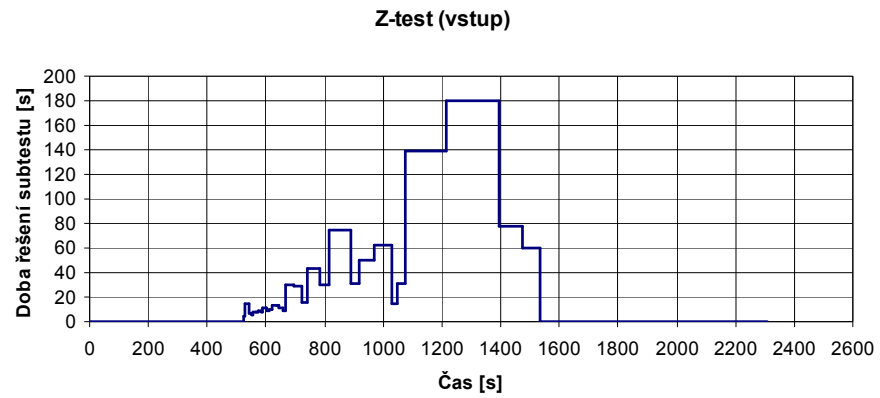
lidský organismus jako biologický systém, do kterého je vstup schodovitá funkce představující psychickou zátěž, výstup tepová frekvence. Průběhy tepové frekvence jsou složité a jsou pro každého velmi individuální. Nevykazují jasný lineární ani exponenciální charakter. Pro celkovou složitost průběhů nelze určit přenos systému. V průbězích lze pozorovat rostoucí a klesající trend, změny v umístění hladiny trendu, případně změny ve variabilitě tepové frekvence. Tyto výstupní události jsme se pokusili porovnat se změnami na vstupu a správně je interpretovat.

V budoucnu by mohly být výsledky práce použity ke studiu vlivu psychické zátěže na tepovou frekvenci. Na základě našich naměřených dat je patrné, že se psychická zátěž odráží v průběhu tepové frekvence, avšak určení opravdové míry stresu, kterou člověk při zátěži prožívá, je především otázkou správné interpretace poměrně složitého průběhu. Pokud by mělo být sledování tepové frekvence použito jako kritérium pro přijetí na pracovní pozici se zvýšenou psychickou odolností, silně bychom doporučovali sledovat mnohem větší skupinu psychosomatických veličin.

6 Použitá literatura

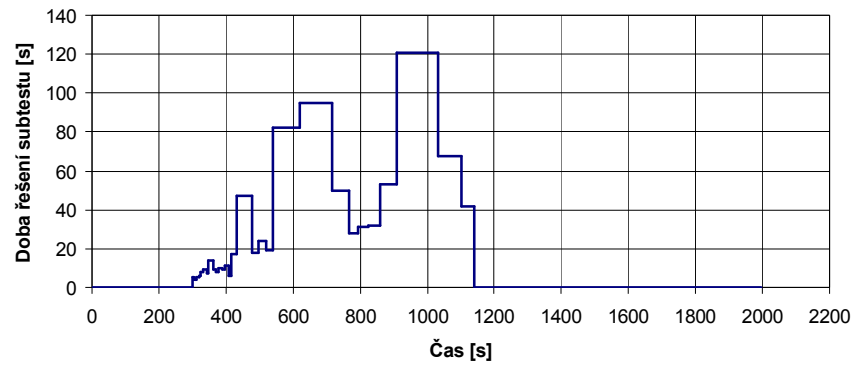
- [1] TROJAN, S. –kol.: Lékařská fyziologie.
Grada, Praha 2003
- [2] Silbernagl, S. –Despopoulos, A.: Color Atlas of Physiology.
Thieme, Stuttgart-NY 2003
- [3] KOLÁŘ, R.: Lékařská diagnostická technika: *Pletysmografie*.
FEKT VUT, Brno 2007
- [4] CHMELAŘ, M.: Lékařská přístrojová technika I.
CERM, 1995
- [5] BÍČIŠTĚ, J.: Biofyzika, učební texty.
SPŠE, Brno 1996
- [6] DVOŘÁK, J. –HAVLÍK, J.: Vizualizace oscilometrických dat v MATLABU.
ČVUT, Praha 2009
- [7] POLDAUF, O.: DATA MINING: *Bakalářská práce*.
ČVUT, Praha 2008
- [8] SLAVÍČEK, T.: GRAFICKÉ ZNÁZORNĚNÍ PSYCHOSOMATICKÝCH VELIČIN:
Diplomová práce.
ČVUT, Praha 2003
- [9] BINDER, S.: PRŮBĚH PULSNÍ VLNY V ZÁVISLOSTI NA ELASTICITĚ
CÉVNÍHO SYSTÉMU NA ARTERIA RADIALIS: *Disertační práce*.
LF UP, Olomouc 2009
- [10] CARDIOVASCULAR PHYSIOLOGY CONCEPTS
dostupné z www: <http://www.cvphysiology.com/Heart Disease/>
- [11] WIKIPEDIA
dostupné z www: http://cs.wikipedia.org/wiki/Sodno-draseln%C3%A1_pumpa
- [12] WIKIPEDIA
dostupné z www: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Srdce>
- [13] POLAR
dostupné z www: <http://www.polar.fi>

7 Přílohy

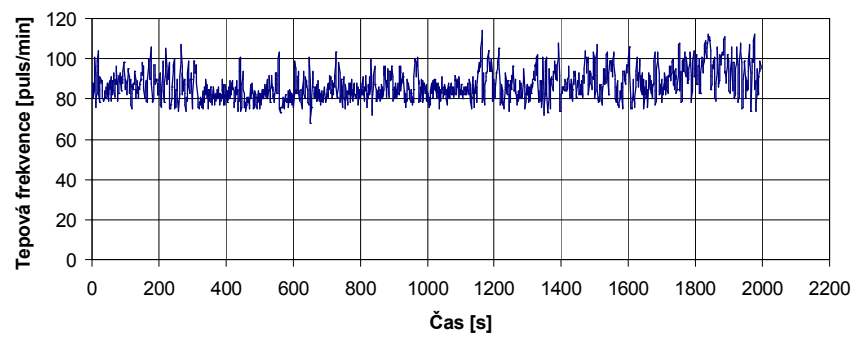


Obr. P.1 Průběhy tepové frekvence obou testů pro testovanou osobu 2

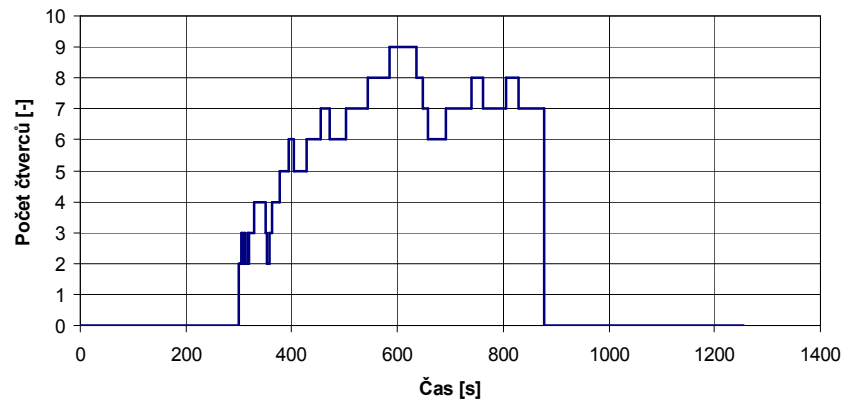
Z-test (vstup)



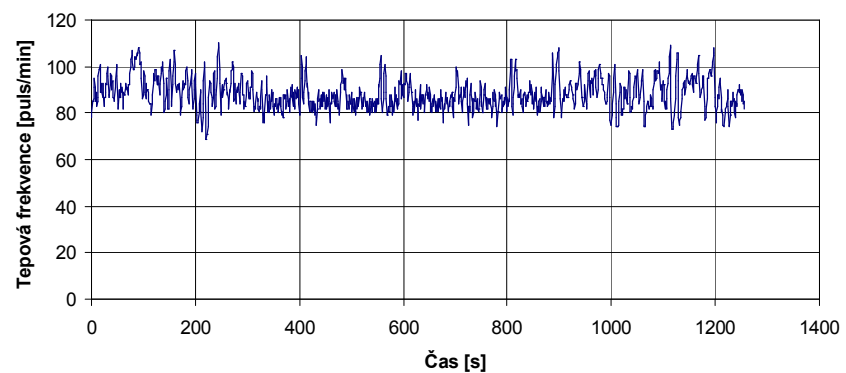
Z-test (výstup)



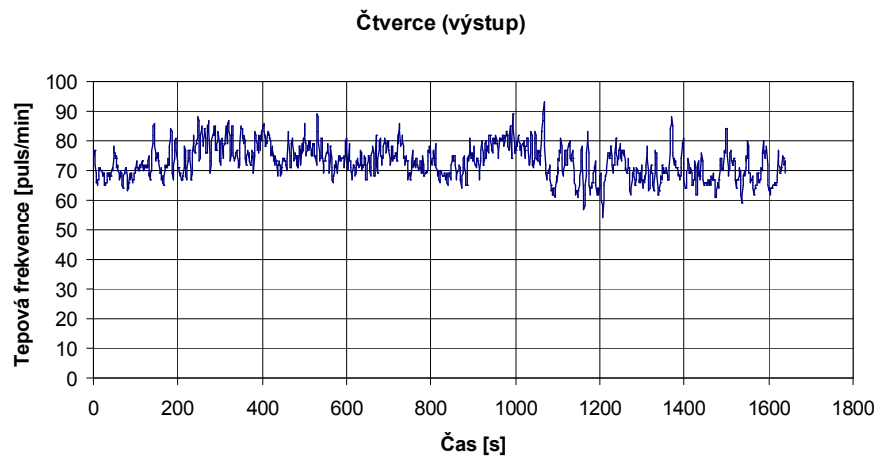
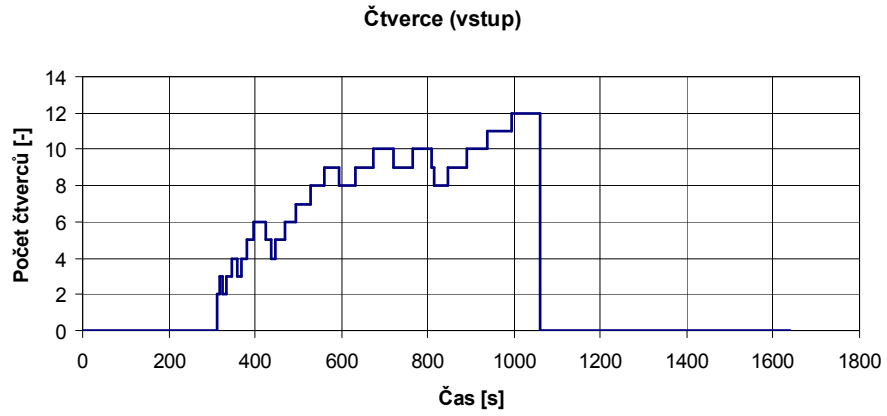
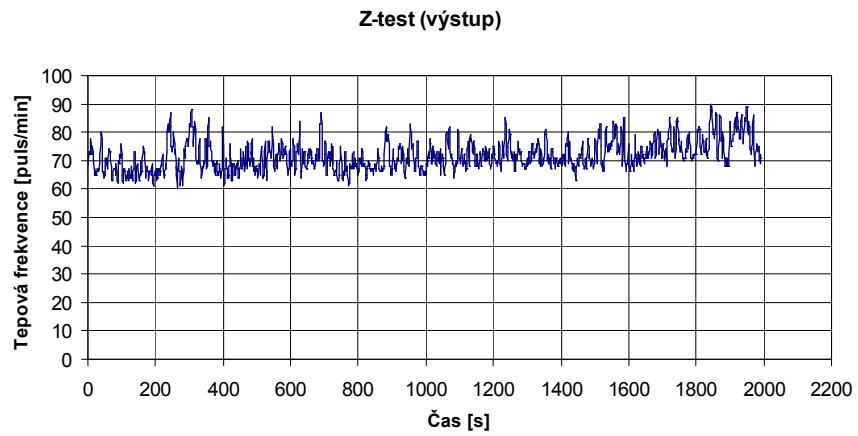
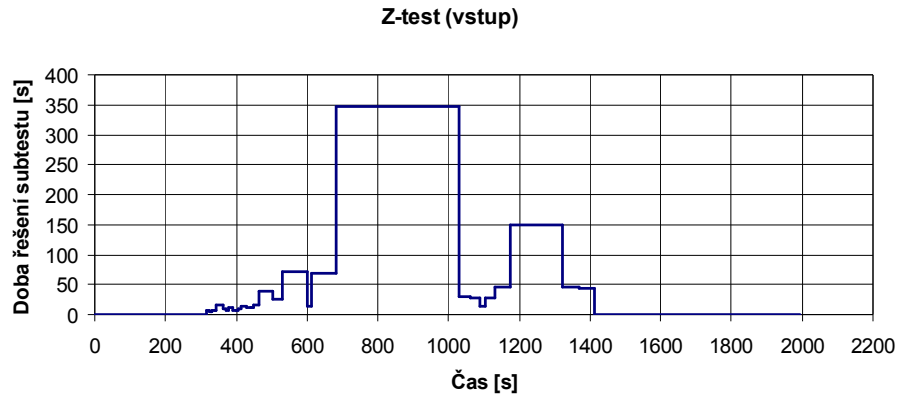
Čtverce (vstup)



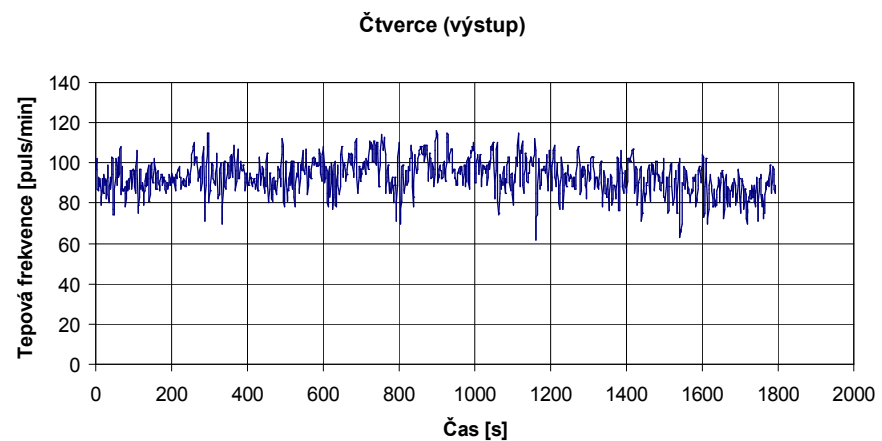
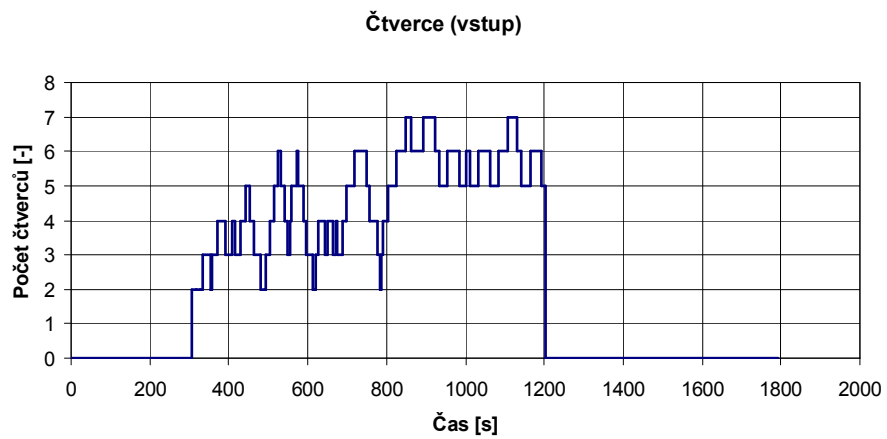
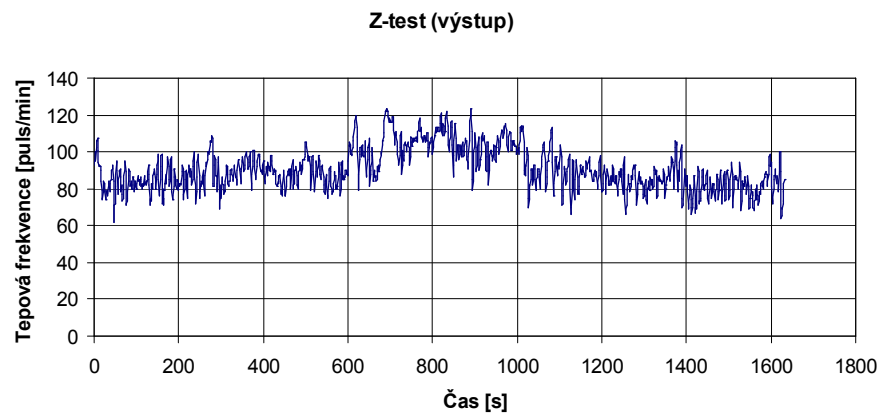
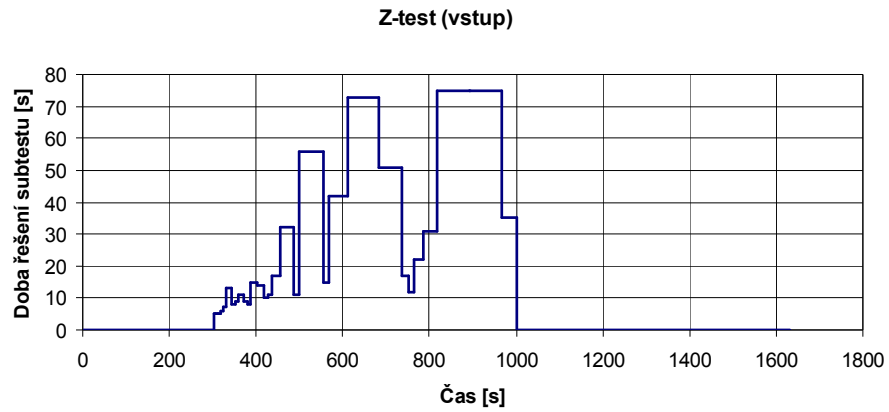
Čtverce (výstup)



Obr. P.2 Průběhy tepové frekvence obou testů pro testovanou osobu 3

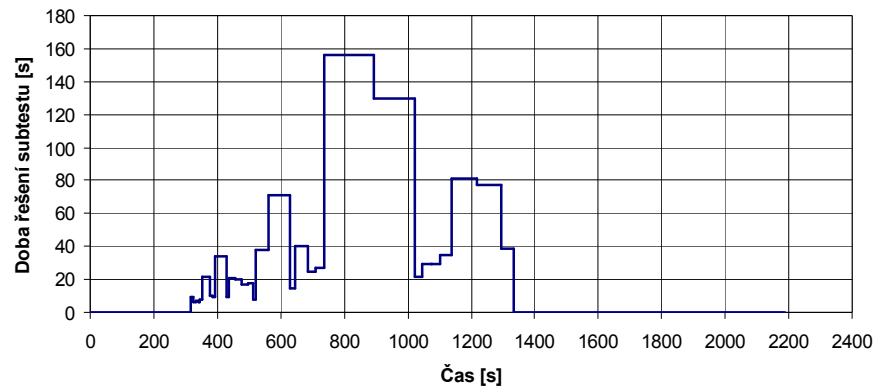


Obr. P.3 Průběhy tepové frekvence obou testů pro testovanou osobu 4

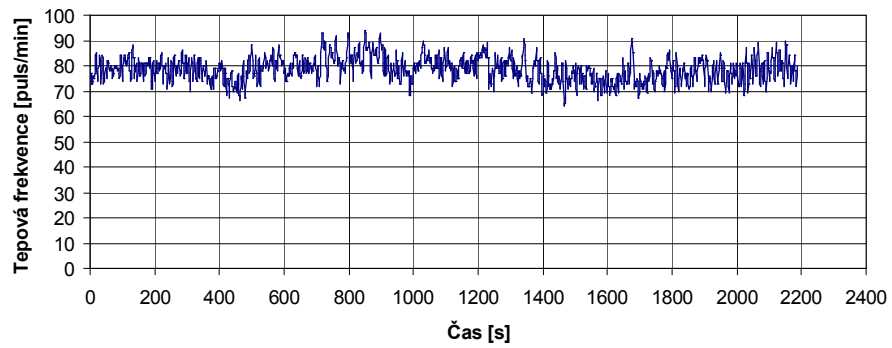


Obr. P.4 Průběhy tepové frekvence obou testů pro testovanou osobu 5

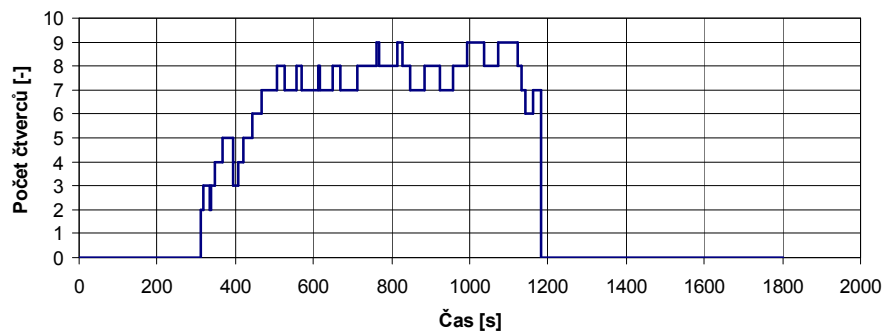
Z-test (vstup)



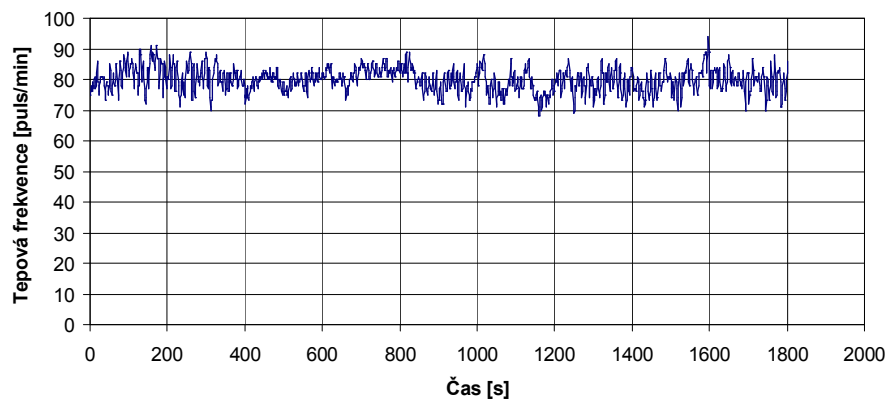
Z-test (výstup)



Čtverce (vstup)



Čtverce (výstup)



Obr. P.5 Průběhy tepové frekvence obou testů pro testovanou osobu 6