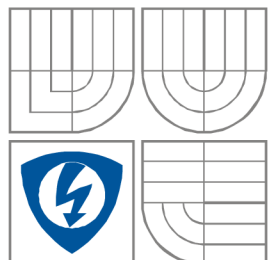


VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ
BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY



FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH
TECHNOLOGIÍ

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND
COMMUNICATION

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

Variabilita srdečního rytmu při poklesu úrovně bdělosti

Heart rate variability in decreasing of alertness level

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S PROJECT

AUTOR PRÁCE

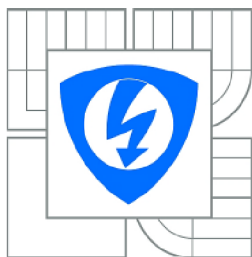
Tereza Strublová

AUTHOR

VEDOUCÍ PRÁCE

Ing. Oto Janoušek

SUPERVISOR



VYSOKÉ UČENÍ
TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

Ústav biomedicínského inženýrství

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor
Biomedicínská technika a bioinformatika

Studentka: Tereza Strublová

ID: 119746

Ročník: 3

Akademický rok: 2010/2011

NÁZEV TÉMATU:

Variabilita srdečního rytmu při poklesu úrovně bdělosti

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

Nastudujte fyziologii oběhové soustavy a problematiku měření variability srdečního rytmu. Seznamte se s výukovým a experimentálním systémem pro měření variability srdečního rytmu a pomocí něj realizujte měření statisticky významné skupiny dobrovolníků. Měření proveďte podle vlastního protokolu.

Seznamte se s metodami pro měření parametrů variability srdečního rytmu a vhodnou z nich aplikujte v programovém prostředí Matlab na naměřené signály. V grafickém programovém prostředí Matlabu vytvořte aplikaci pro analýzu naměřených signálů zvolenou metodou, výsledky statisticky zpracujte a vyhodnoťte.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability, Standart of measurement, physiological interpretation and clinical use. Europ Heart Journal 1996;17:354-381.

[2] MALIK, M., CAMM, J. Heart rate variability, Wiley-Blackwell, 1995.

Termín zadání: 7.2.2011

Termín odevzdání: 27.5.2011

Vedoucí práce: Ing. Oto Janoušek

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.

Předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

Abstrakt

Cílem této práce je seznámit se z problematikou měření variability srdečního rytmu. Nejprve je v práci popsána fyziologie oběhové soustavy, poté je popsáno praktické měření variability srdečního rytmu při usínání. Na konci je statistické zpracování výsledků a srovnání rozdílů mezi variabilitou srdečního rytmu při usínání a v bdělém stavu.

Abstract

Objective of this study is to familiarize with problems of measuring heart rate variability. At first there is described physiology of vascular system, then practical measuring of heart rate variability during falling asleep. At the end of this project is the statistical processing of results and comparison of the differences between heart rate variability during sleep and wakefulness.

Klíčová slova

Elektrokardiogram, Variabilita srdečního rytmu, pokles úrovně bdělosti, spektrální analýza, fourierova transformace

Keywords

Electrocardiogram, heart rate variability, decrease of alertness level, spectral analysis, Fourier transform

Bibliografická citace

STRUBLOVÁ, T. *Variabilita srdečního rytmu při poklesu úrovně bdělosti*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2011. 44 s. Vedoucí bakalářské práce Ing. Oto Janoušek.

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci na téma Variabilita srdečního rytmu při poklesu úrovně bdělosti jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce Ing. Oty Janouška a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení § 152 trestního zákona č. 140/1961 Sb.

V Brně dne

.....

podpis autora

Poděkování

Na tomto místě bych chtěla poděkovat svému vedoucímu bakalářské práce Ing. Otu Janouškovi za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne.....

.....

podpis autora

Obsah

Úvod.....	9
Teoretický úvod.....	10
Fyziologie oběhové soustavy.....	10
Funkce oběhové soustavy.....	10
Části oběhové soustavy.....	10
Vznik EKG signálu.....	12
Stavba srdeční svaloviny.....	13
Vlastnosti srdeční svaloviny.....	15
Převodní systém srdeční.....	16
Vlny na EKG.....	18
Variabilita srdečního rytmu.....	20
Historie výzkumu variability srdečního rytmu.....	21
Hodnocení variability srdečního rytmu.....	22
Časově závislé metody.....	22
Spektrální analýza.....	23
Správný výběr optimálního způsobu analýzy HRV.....	26
Spánek, bdělost a usínání.....	27
Spánek.....	27
Bdělost, vědomí a jeho změny.....	28
Poruchy vědomí.....	28
Usínání.....	29
Měření.....	29
Příprava měřeného subjektu.....	30
Biopac.....	31
Program pro analýzu HRV.....	33
Statistické zpracování.....	37

Statistické zpracování pásma LF.....	37
Statistické zpracování pásma HF.....	38
Závěr.....	40
Seznam zkratek.....	42
Seznam literatury.....	43

Úvod

Úkolem mojí práce je měření srdečního rytmu u osob v bdělém stavu, při spánku a během přechodu mezi těmito stavy, a zjišťování změn v jeho průběhu. Spánek je doba, kdy se lidské tělo regeneruje, psychicky se připravuje na další den a zpracovává informace ze dne předešlého. Tělesné funkce se zklidňují, dech a tepová frekvence se zpomalují, dech se prohlubuje, krevní tlak klesá, svalové napětí povoluje a lidské tělo relaxuje, odpočívá a sbírá síly na další den. Jen mozková aktivita se v průběhu noci mění, od fáze spánku, kdy je minimální, až po dobu, kdy je aktivita velmi vysoká, zdají se nám sny. Úkolem je zjistit jak se tyto změny a zklidnění celého lidského těla projeví na HRV. Protože období snížené bdělosti může být nebezpečné nejen pro člověka samotného, ale i pro jeho okolí. Jako příklad mějme mikros pánek, kdy je velmi důležité jej zjistit a člověka před ním včas varovat. Cílem mého zkoumání budou vzhledem k výhodnosti R-vlny, respektive jejich rozestup v čase. Výhodnost R-vln spočívá v tom, že se jedná o vysoký a nápadný peak, který je součástí QRS komplexu v průběhu EKG. Zjistím tak, jak se HRV změní v závislosti na zpomalení tepové frekvence, během přípravy člověka na spánek a i prvních fází spánku samotného. Budu spolupracovat se třemi kolegy, kteří budou měřit další fyziologické vlastnosti měřených osob.

Teoretický úvod

Fyziologie oběhové soustavy

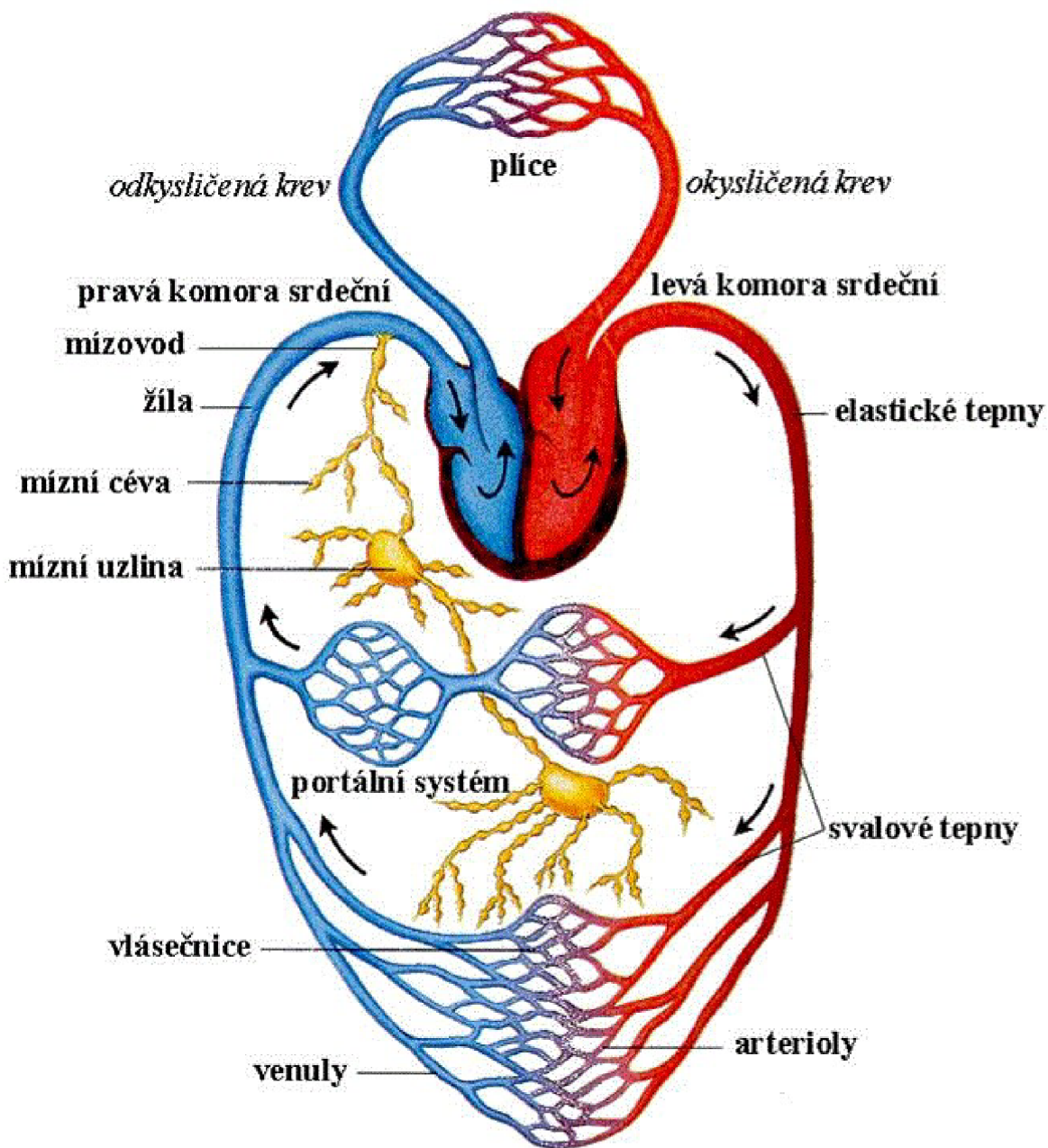
Funkce oběhové soustavy

Funkcí oběhové soustavy je zachování homeostázy, což je zachování stálosti vnitřního prostředí. Udržovat stálou koncentraci iontů, acidobazickou rovnováhu, která je velmi nestabilní dá se velmi rychle narušit pouze tím, že se dýchá rychleji nebo pomaleji. Oběhová soustava nám udržuje stálou teplotu, tím že odvádí chlad z periférií, kam přivádí teplo z těla. Stejně tak přivádí do tkání vitaminy, živiny a kyslík a odvádí zplodiny látkové přeměny (metabolity, oxid uhličitý..). Oběhová soustava umožňuje komunikaci v těle pomocí hormonů a pomáhá tělu bojovat proti infekcím.

Části oběhové soustavy

- **Srdce**– dutý svalový orgán, uložený asymetricky v mezihrudí, dvě třetiny leží v levo a jedna třetina v pravo od střední čáry. Má tvar trojboké pyramidy, jejíž základna, baze srdeční směřuje do prava, dozadu a nahoru. Hrot směřuje dolů, doleva a dopředu. Srdce je rozděleno přepážkami na pravou a levou polovinu. Polohu srdečních přepážek určuje na povrchu srdce mezikomorový žlábek. Každá polovina srdce se dělí na horní oddíl- předsíň srdeční a dolní oddíl- komory srdeční. Předsíň a komora na každé straně je spojena otvorem síňokomorovým, ve kterém jsou chlopně cípaté, pravo chlopeň trojcípá a vlevo chlopeň dvoucípá. Do pravé předsíňe ústí horní a dolní dutá žíla. Z pravé komory vystupuje plicní kmen. Do levé předsíňe vstupují čtyři žíly plicní, které přivádějí okysličenou krev z plic. Z levé komory vystupuje aorta.[6]
- **Cévy**: trubice různých rozměrů, které v organizmu rozvádějí krev ze srdce do tkání[5]
tepny- jsou cévy se silnou stěnou, protože krev, která v nich proudí je pod tlakem. Podle velikosti průsvitu a zastoupení hladkých svalových buňek a elastických vláken v medii se rozlišují-tepénky, tepny svalového typu a tepny elastického typu.[5]
vlásečnice- nejtenčí cévy jednoduché stavby, které síťovitě protkávají tkáně a orgány[5]
- *žíly*- mají tenčí stěnu a větší průsvit než tepny, krev v nich protékající má menší tlak. [5]

- **Krev**- náplň, koluje v cévách a nestýká se přímo s buňkami ve tkáních a orgánech. Zajišťuje přenos látek a dýchacích plynů mezi vnějším a vnitřním prostředím. Objem krve dospělého člověka je asi 5,5 litru.
- Krev se skládá z krevní plazmy a krevních tělísek, která zahrnují červené krvinky, bílé krvinky a krevní destičky. Plazma se skládá převážně z vody (asi 90%), dále obsahuje také proteiny, tuk, cholesterol, glukózu a různé ionty.[5]

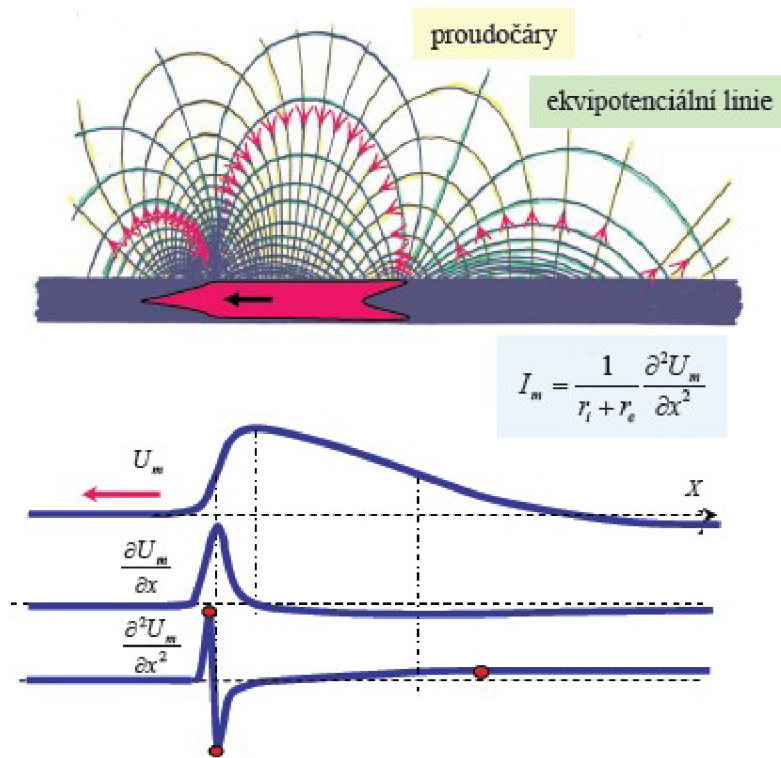


Obrázek 1: Schématický popis oběhové soustavy[20]

Vznik EKG signálu

Činnost orgánů a tkání zahrnující excitabilní buňky je doprovázena vznikem měřitelného elektromagnetického pole. Tato skutečnost je známa více než 100 let a postupem času dala vzniknout několika významným klinickým diagnostickým metodám, fyzikální výklad vytváření těchto polí je založený na analýze akčních napětí generovaných na buněčné úrovni, byl však umožněn až v souvislosti se relativně nedávným pokrokem v metodách měření bioelektrických jevů na buněčné a molekulární úrovni. Jak je doposud známo elektrické pole vytvářené při činnosti jednotlivých orgánů a tkání nemá žádný fyziologický význam je však základem diagnostických metod z nich některé jsou již dnes v klinické praxi nepostradatelné. Patří sem EKG metoda založená na měření elektrického pole srdce. Další neméně významná je EEG poskytující informace o činnosti mozku a další elektrofyziologické diagnostické metody jsou například EMG hodnotící aktivitu kosterního svalstva atd.[8]

Na základě teorie elektromagnetického pole lze očekávat, že časově proměnné elektrické pole generované živými organismy, je doprovázeno časově proměnným magnetickým polem. To se skutečně potvrdilo, jedná se však o velmi slabé pole, které za normalních podmínek je překryto rušivými signály a jeho měření je proto technicky velmi náročné. Přesto se podařilo poměrně nedávno technické problémy zvládnout až do stádia klinicky využitelných metod. Častým omylem při výkladu vzniku elektromagnetického pole doprovázejícího činnost orgánů je představa, že samotný impuls akčního napětí v jednotlivých vzrušivých buňkách vytváří v okolním vodivém prostředí proudové pole. Představme si například buňku izolovanou ze sinoatriálního uzlu, která vykazuje automatickou aktivitu. Membránové napětí je časově proměnné, avšak nezávislé na prostorových souřadnicích ve všech místech na povrchu malé buňky je membránové napětí stále stejné. Můžeme ho proto použít pro celou buňku. Elektrické náhradní schéma a z něj plynoucí vztah mezi celkovým kapacitním a iontovým membránovým proudem. Celkový membránový proud vystupující z buňky je však v našem případě roven nule. Různý od nuly může být buď v laboratoři, kdy je proud přiváděn prostřednictvím mikroelektrody z vnějšího zdroje nebo v přirozených podmínkách za předpokladu nerovnoměrného prostorového rozložení membránového napětí. Potom dochází k šíření membránového napětí buněčnými vlákny, nebo u malých srdečních buněk hladkého svalstva při šíření prostřednictvím elektrického propojení sousedících buněk. Pro vyjádření hustoty membránového proudu vztažené na jednotku délky buněčného vlákna známého prostorového rozložení membránového napětí jsme odvodili vztah.[8]

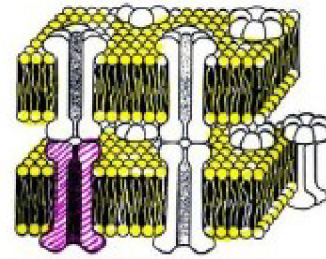
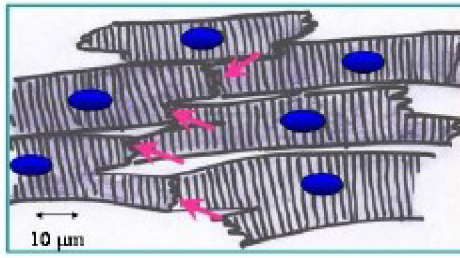


Obrázek 2: Vznik šíření impulsu akčního napětí[8]

A právě takto stanovený proud vycházející z buňky vytváří v okolním prostředí elektrické pole. Praktický význam má především výpočet rozložení membránových proudů podél buněčného vlákna při šíření impulsu akčního napětí.[8]

Stavba srdeční svaloviny

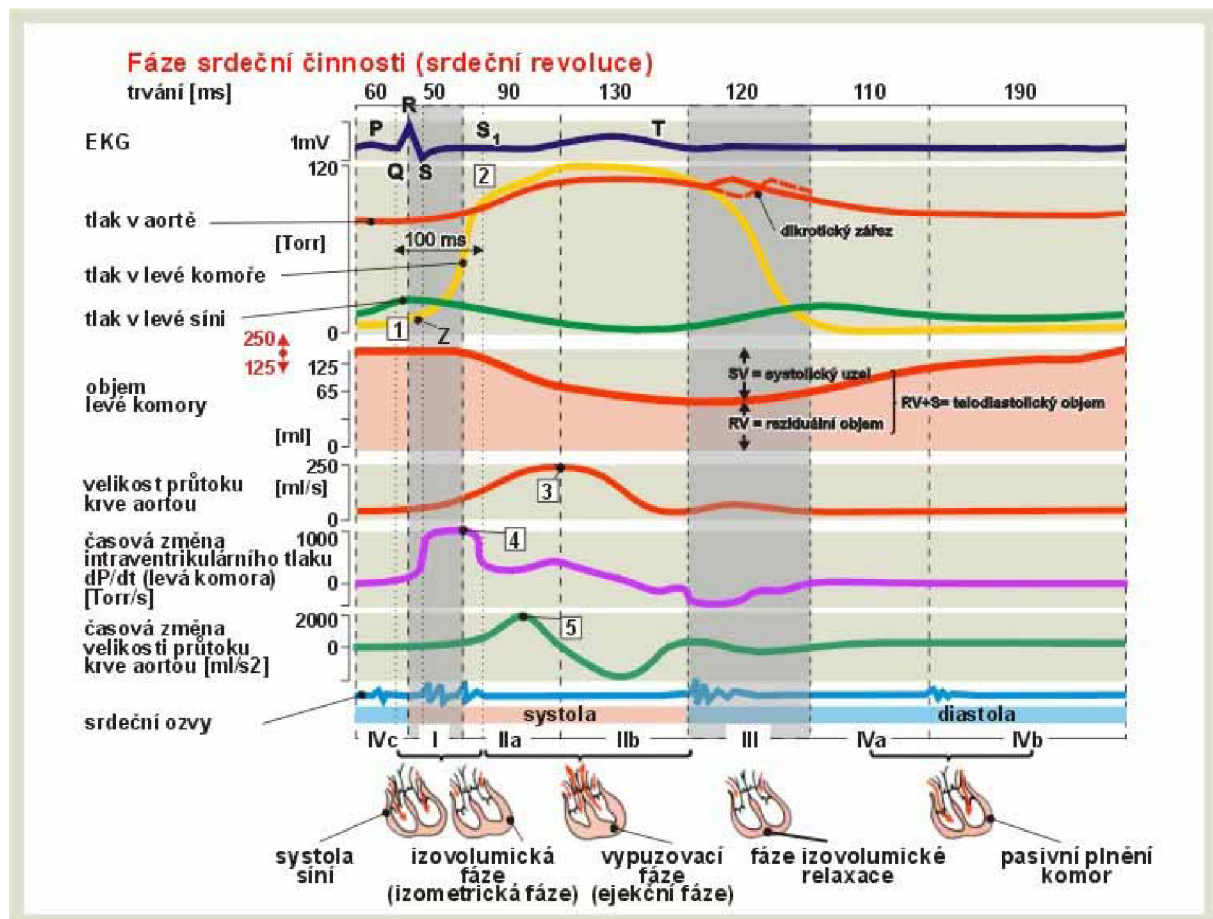
Srdeční tkáň je tvořena sítí navzájem elektricky propojených buněk (funkční syncitium) rozměru přibližně 100*20*10mikrometru. Podobně jako u buněk kosterního svalstva je u buněk dobře viditelné příčné pruhování, kterému odpovídá uspořádání kontraktilních bílkovin do sarkomer(viz obrázek 3). Elektrické propojení buněk je v místech těsného vzájemného přiblížení membrán sousedních buněk zprostředkováno speciálními kanály (konexony). V obou membránách na sebe navazují a vytvářejí uprostřed pór prostupný pro ionty.[8]



Obrázek 3: *Struktura srdeční tkáně*[8]

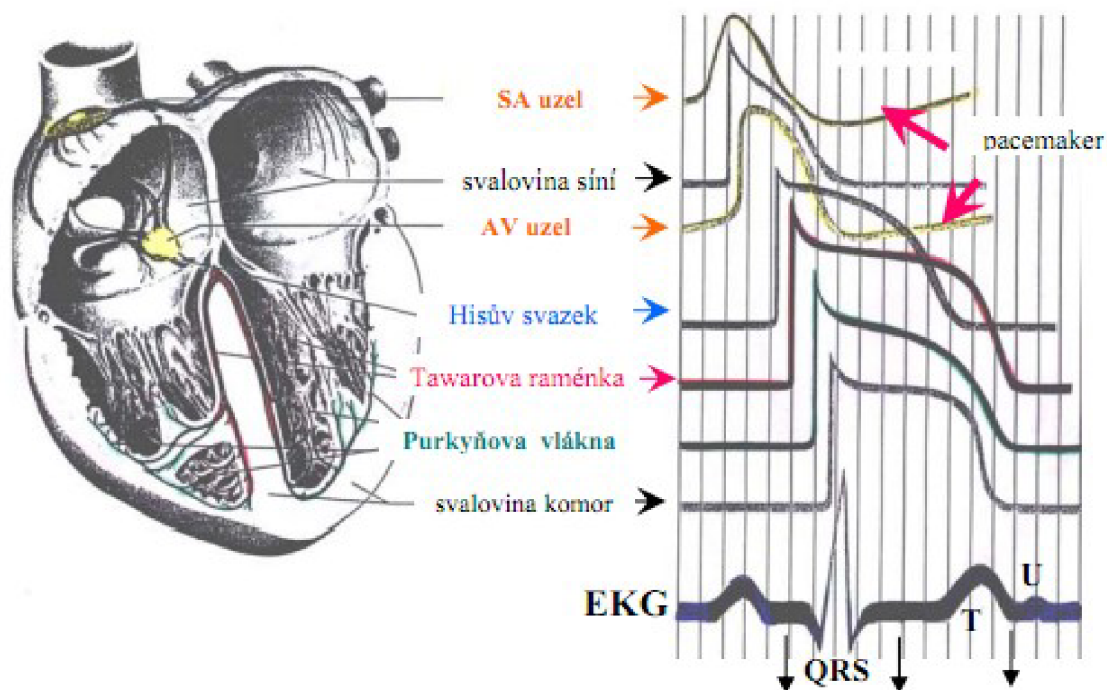
Vlastnosti srdeční svaloviny

Srdeční svalovina má vlastnosti jako: *automacie*- schopnost vytvářet vzruchy bez vnějších podnětů. *Vodivost*- schopnost přenášet vzruch pravidelně po celém srdci. *Dráždivost*- schopnost vyvolat svalový stah dostatečně silným, nadprahovým podnětem. *Stožlivost*- schopnost svalové kontrakce.[5]



Obrázek 4: Fáze činnosti srdce[1]

Převodní systém srdeční



Obrázek 5: Popis převodního systému[8]

Srdeční sval je tvořen pracovní svalovinou (kontraktilní kardiomyocyty), zatímco srdeční systém převodní je tvořen vzrušivými nonkontraktilními kardiomyocyty, což jí umožňuje šířit vzruch po srdci.[5]

Srdeční tkáň je tvořena sítí navzájem elektricky propojených buněk. Podobně jako u buněk kosterního svalu je v mikroskopickém pohledu dobře viditelné příčné pruhování, kterému odpovídá uspořádání kontraktilních bílkovin do sarkomer. [8]

Srdeční rytmus určují buňky sinoatriálního uzlu, které generují impulsy akčního napětí bez vnějšího podráždění. Uzel je lokalizován v pravé síni při vstupu horní duté žíly. Skončení fáze repolarizace buňky sinoatriálního uzlu nepřichází do klidového stavu, ale vlivem malého negativního iontového proudu se membrány znovu pomalu depolarizují, až k novému překročení prahu dráždivosti. Velikost depolarizujícího proudu a tím i srdeční frekvence je modulována nervovým systémem.[8]

Ze sinoatriálního uzlu se vzruch šíří buňkami síňové svaloviny, které však nejsou v přímém kontaktu s komorovými buňkami. Před vstupem do komor se nachází atrioventrikulární uzel, který sprostředkuje vedení vzruchu do komor přes další části vodivého

systemu. K nimž patří Hissův svazek, Tawarova raménka a rozvětvený systém Purkyňových vláken. Vlna podráždění se rozšíří sítí komorových svalových buněk, které reagují kontrakcí.

Na obrázku 4 jsou znázorněny charakteristické průběhy impulsu akčního napětí v relaci s výsledným záznamem EKG. Vlny rozlišitelné v EKG signálu jsou utvářeny prakticky jen polem generovaným při šíření vzruchu buňkami svaloviny síní a komor. Výsledkem příspěvku velkého počtu buněk synchronně depolarizovaných a repolarizovaných.[8]

Buňky atrioventrikulárního uzlu a zpravidla i Purkyňových vláken vykazují také automatickou aktivitu. Vlastní kmitočet generovaných akčních napětí je nižší než kmitočet buněk sinoatriálního uzlu, takže za normálních podmínek se neuplatní. Tato sekundární aktivita se však může uplatnit jako pojistka, pokud je narušena funkce buněk sinoatriálního uzlu nebo vedení vzruchu síněmi.[8]

Srdce je též chráněno proti poruchám rytmu způsobených předčasnými excitacemi, které by jinak mohli snadno vzniknout zejména v důsledku nežádoucích zpětných šíření excitací. Ochraňuje již dlouhé trvání fáze plato akčního napětí, během níž je buňka refrakterní. Dále přispívá tendence k postupnému prodlužování akčního napětí podél normální dráhy šíření pravděpodobnost nežádoucích excitací při vytvoření parazitní dráhy zpětného šíření vzruchu se tím sníží, protože proti směru normalního šíření vzruchu jsou buňky delší dobu refraktilní.[8]

Vlny na EKG

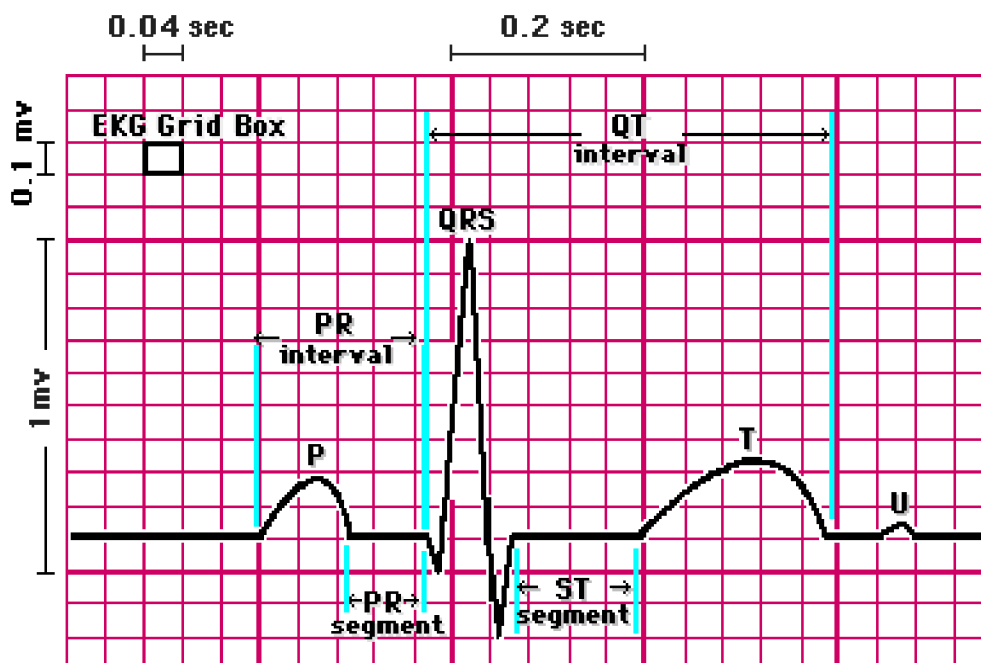
Masa sinového myokardu je ve srovnání se srdečními komorami malá a také elektrické změny doprovázející jeho kontrakce jsou malé. Kontrakce síní jsou spojeny s vlnou P. Masa srdečních komor je velká a proto i jejich depolarizace vyvolává na EKG triplet kmitů (QRSkomplex).[17]

Písmena PQRST byla vybrána arbitrárně v raných dobách vývoje EKG. V anglické terminologii jsou to vlny (waves). V české nomenklatuře se vlny nazývají jen PT zaoblené výchylky, QRS jsou kmity.[17]

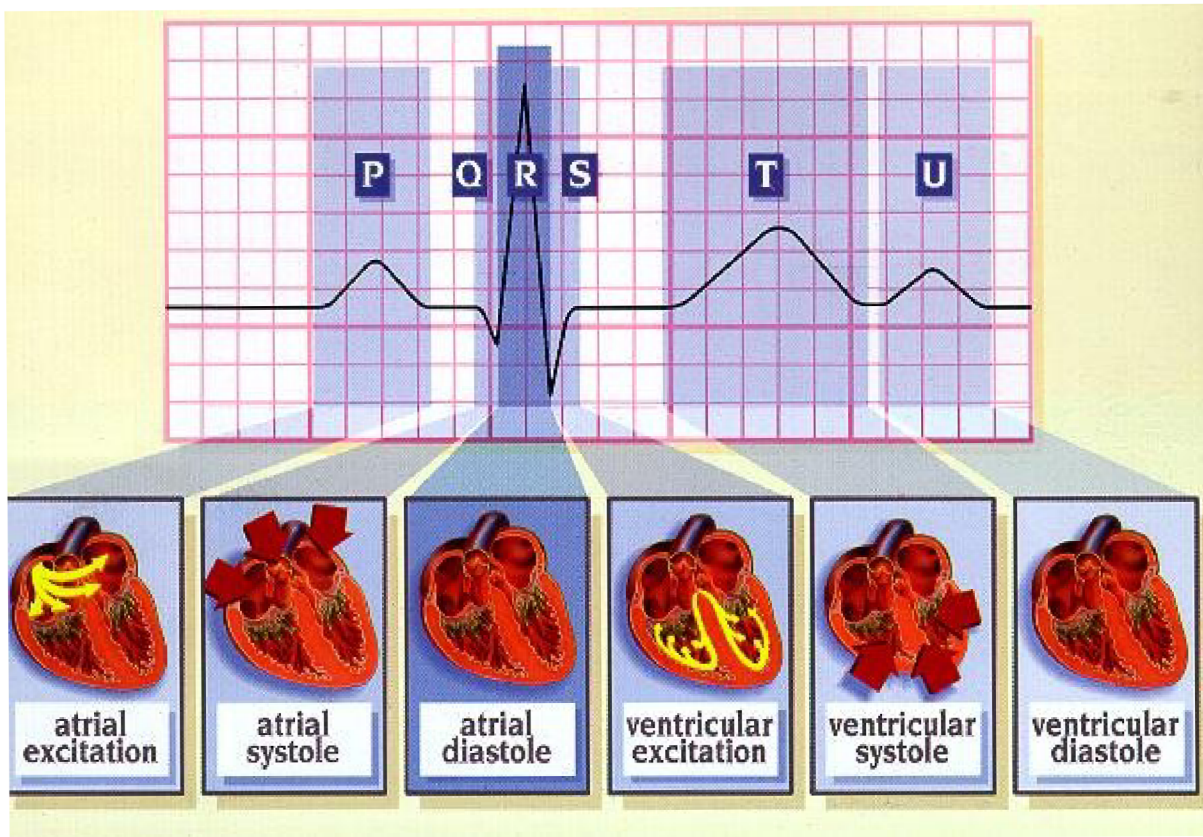
Slovo svod může působit nedorozumění, může být použit pro vodiče spojující pacienta s EKG přístrojem. Správně však svody vyjadřují elektrický obrazec srdce.[17]

Vlny mají charakteristický tvar a délku trvání.

- Vlna P je způsobena depolarizací síní
- QRS komplex odpovídá depolarizaci komor
- T vlna je repolarizace komor



Obrázek 6: Délka trvání jednotlivých vln [7]



Obrázek 7: Vznik jednotlivých vln na EKG [9]

Variabilita srdečního rytmu

Jde o oscilaci mezi dvěma srdečními stahy, ujal se název variabilita srdečního rytmu anglicky heart rate variability(HRV). Srdeční rytmus není pravidelný má spoustu oscilací, které jsou zcela fyziologické. Dokonce bylo zjištěno, že zcela pravidelný sinusový rytmus je negativní, což překvapilo mnoho kardiologů.[3] Dříve byla analýza variability srdečního rytmu jako vyšetřovací metoda nedoceněna, i když je to velmi jednoduchá metoda, která nám dá mnoho informací o pacientovi. Dává nám informace o integritě a funkci komplexních fyziologických mechanismů, které kontrolují srdeční rytmus. Zmenšení oscilací odráží ztrátu této integrity, proto má metoda celou řadu potencionálních praktických aplikací. [3]

V nedávné době byl zjištěn významný vztah mezi autonomním nervovým systémem a úmrtím na srdeční potíže. Experimentálně bylo dokázáno, že snižující se vagová nebo zvyšující se sympatická aktivita podporuje rozvoj kvantitativních markrů autonomní činnosti a ta má vztah ke smrtícím arytmiím. Variabilita srdečního rytmu je jedním z nejslibnějších těchto markrů. Použití takto jednoduché metody se velmi rychle rozkřiklo, ale některé významy naměřeného HRV byly mnohem složitější a komplexnější a zde vznikaly chybné závěry. Proto byla Evropskou kardiologickou společností a severoamerickou společností pro PACING a elektrofyziologii zřízena pracovní skupina, která by byla zodpovědná za rozvoj norem pro měření. Cílem skupiny, která pro tento účel byla tvořena z matematiků, inženýrů, fyziologů a doktorů, bylo stanovit standardy pro měření, určit (sjednotit) názvosloví definovat, jednotlivé pojmy, popsat vhodné klinické aplikace a stanovit další cíle výzkumu.

Tato pracovní skupina sestavila návod jak standardně měřit HRV a tím to návodem jsem se řídila proto mohu říci, že mé měření je standardizováno.[18]

Na HRV má vliv dýchání, pohlaví, věk, psychický a fyzický stav, teplota měřené osoby i v místnosti, poloha těla, léky, které pacient užívá a další faktory. Respirační sinusová arytmie je přirozený jev, který ale ovlivňuje vyhodnocování zvláště krátkodobých záznamů spektrální analýzou, proto je nutné brát v úvahu frekvenci dýchání měřeného. HRV má také blízký vztah k průměrné tepové frekvenci. HRV se snižuje tím, čím je tepová frekvence vyšší, to má matematický podklad, neboť lineární transformace vedoucí ke změně průměrné hodnoty náhodného procesu pozměňuje také jeho rozptyl. Je mnohem pravděpodobnější, že krátké intervaly nebudou měnit svoji délku.[10] Také je rozdíl jestli měříme trénovaného sportovce nebo pacienta, který moc nesportuje. Je totiž známo, že sportovci mají nižší tepovou frekvenci (může být až 40 tepů za minutu), než netrénovaný jedinec(kolem 70 tepů za minutu). Proto je těžko určovat pro každého jedince, zda je jeho tepová frekvence a HRV v normálu.[10]

Vyšetření, která se provádí při měření HRV jsou:

Krátkodobé vyšetření v klidu, ve stoje, v leže, při zátěži, ve dne a v noci-pořadí se krátký záznam ustáleného pacienta, který se pak srovná s jiným krátkým záznamem v opačném ustáleném stavu.

Dlouhodobé Holterovské vyšetření, kde je zaznamenána denní činnost, noční odpočinek, fyzická zátěž a jiné.

Další krátkodobou metodou je ku příkladu dýchání podle metronomu, kdy pacient určitou dobu dýchá normálně a poté podle metronomu.[10]

Historie výzkumu variability srdečního rytmu

Historie HRV poprvé byl význam HRV zaznamenán v roce 1965 kdy Hon a Lee zaznamenali, že selhání plodu předchází znatelné změny v intervalech od peaku k peaku dříve než dojde ke změně srdeční frekvence. Před dvaceti lety se Sayers a další zaměřili na existenci fyziologických rytmů schovaných v HRV v EKG signálu. Během roku 1970 Ewing a kolektiv vymysleli řadu jednoduchých nočních zkoušek krátkodobých R-R rozdílů k detekci autonomní neuropatie u diabetiků. V roce 1977 Wolf a kolektiv jako první ukázali na spojení mezi sníženým HRV a vysokým pohnávkovým rizikem. Askelrod a kolektiv v roce 1981 představili spektrální analýzu fluktuací HRV a kvalitativní vyhodnocení R-R intervalů pro kardiovaskulární kontrolu. Tyto frekvenční analýzy přispěli k pochopení autonomního pozadí variability R-R intervalů.[18]

Již koncem 80 let bylo zjištěno, že HRV má klinický význam jako nezávislý a silný prediktor po infarktu myokardu z dostupností nových digitálních vysokofrekvenčních čtyřadvacetihodinových multikanálových EKG rekordérů. HRV má potenciál poskytnout další cenné informace o fyziologických a patologických podmínkách a ke zvýšení rozvrstvení. [18]

Hodnocení variability srdečního rytmu

Variabilita srdečního rytmu může být hodnocena více metodami, ale nejjednodušší je rozdělení na:

- časově závislé analýzy (time domain analysis)
- spektrálně závislé analýzy (frekvency domain analysis)

Časově závislé metody

Asi nejjednodušší metoda, dá se s ní měřit srdeční rytmus v každém okamžiku nebo intervaly mezi po sobě jdoucími R vlnami. V nepřetržitém EKG záznamu je zjištěn každý QRS komplex a určen tzv. N-N interval(normal to normal) což jsou všechny intervaly mezi sousedními QRS komplexy, které vychází ze sinusového uzlu depolarizace nebo je určena okamžitá srdeční frekvence.[18]

Jednoduché časově závislé proměnné lze vypočítat ze střední hodnoty N-N intervalu, střední srdeční frekvence je rozdíl mezi nejkratším a nejdelším N-N intervalem, rozdíl mezi srdečními frekvencí ve dne a v noci. Další časově závislé metody které mohou být použity jsou změny v okamžité srdeční frekvenci vlivem nějakého sekundárního vlivu jako je dýchání, sklon, Valsalvův manévr nebo sekundární fenylefrinová infuze. Tyto rozdíly mohou být popsány buď jako rozdíl v srdeční frekvenci nebo délky cyklu. [18]

- *Statistické metody:*

Složitější proměnné bývají vypočteny z řady okamžitých srdeční frekvencí nebo z cyklů intervalů, obvykle snímaných po delší dobu (tradičně 24h). Mohou (proměnné) být rozděleny do 2 skupin

1. odvozené z přímého měření N-N intervalů nebo okamžité srdeční frekvence

2. pocházejí z rozdílů mezi intervali N-N. Tyto proměnné mohou být odvozeny z analýzy celkového EKG signálu nebo vypočteny z menších segmentů celkového záznamu. To umožňuje srovnání HRV mezi různými činnostmi jako spánek, bdění, lež a stoj.[10]

- *Geometrické metody:*

Série intervalů N-N může být také přeměněna v geometrický vzor, jako rozdělení hustoty vzorků trvání N-N intervalů. Vzorek rozložení mezi sousedními N-N intervaly.

3obecné přístupy :

1. základní měření geometrických předloh (např. šířka rozložení histogramu na stanovenou úroveň) je přeměněn na míru HRV
2. geometrický vzor je interpolován z matematicky definovaného tvaru (histogram rozložení podle trojúhelníku, či sblížení diferenciálního histogramu podle exponenciální křivky)
3. geometrický tvar je rozdělen do několika vzorů- ze základních kategorií, které reprezentují různé třídy HRV (eliptické, lineární...)[18]

Spektrální analýza

Spektrální metody pro analýzu tachogramu byly použity na konci 60let. Analýza spektrální výkonové hustoty poskytuje základní informace o tom, jak výkononst (tj. rozptyl) distribuuje jako funkce frekvence. Nezávisle na použité metodě, může jen odhad skutečné PSD signálu získat správné matematických algoritmů. Metody pro výpočet spektrální výkonové hustoty jsou buď parametrické nebo neparametrické, ale výsledky jsou z pravidla srovnatelné. Výhody neparametrické metody jsou: jednoduchost použitého algoritmu (rychlé Fourierovy transformace) a rychlost zpracování. Zatímco parametrická má hladší spektrální složky nezávislé na předvoleném frekvenčním pásmu, má lehčí dozpracování spektra s automatickým výpočtem nízké a vysoké frekvence výkonostní komponenty a jednoduchou identifikaci hlavních frekvencí každé složky a má přesnější odhad při menším počtu vzorků. Základní nevýhodou parametrických metod je potřeba ověřit vhodnost vybraného modelu. [18]

Výhodou spektrální analýzy je možnost zkoumání frekvencí specifických oscilací R-R intervalů, proto je více užívaná. Ze signálu získáme informace o oscilaci frekvence, nejen o "množství" variability.[10]

Pomocí Fourierovy transformace se rozloží série posloupných R-R intervalů do množiny sinusoidálních funkcí rozdílných amplitud. Výsledek může být zobrazen velikostí variability jako funkce frekvence. Analýza tedy zobrazuje amplitudu fluktuací srdečního rytmu přítomných při různých oscilačních frekvencích.[18]

- ***Spektrální analýza krátkodobých záznamů:***

3 hlavní spektrální složky se rozlišují ve spektru vypočteném z krátkodobého záznamu od 2 do 5 minut. Velmi nízkofrekvenční, nízkofrekvenční a vysokofrekvenční složky. Rozdělení síly a střední frekvence LF a HF nejsou pevné, ale mohou se lišit ve vztahu ke změnám v autonomní modulaci srdeční periody. Fyziologické vysvětlení složky VLF je mnohem nejasnější a existenci zvláštního fyziologického procesu připadajícího na tyto změny srdeční periody může být dokonce zpochybněna. Neharmonické složky, které nemají soudržné vlastnosti a které jsou ovlivněny algoritmy. Základní linie nebo odstranění trendu je obvykle přijímán jako hlavní složka VLF. Posuzované VLF z krátkodobých záznamů je pochybné a je vhodné se ho při výkladu PSD v krátkodobých EKG vyvarovat. [18]

- Měření VLF, LF a HF výkonostní složky je obvykle v absolutních hodnotách výkonu (ms^2), ale LF a HF mohou být měřeny také v normalizovaných jednotkách, které představují relativní hodnotu každé energetické složky v poměru k celkovému výkonu mínus VLF složka. Vyobrazení LF a HF v normalizovaných jednotkách klade důraz na kontrolu a vyváženost chování obou větví autonomního nervového systému. Kromě toho má tendenci normalizace minimalizovat vliv na hodnoty LF a HF součástí změny v celkovém výkonu. Přesto by měly být normalizované jednotky uvedeny v absolutní hodnotě HF a LF, aby se mohlo popsat celkové rozdělení spektrálně výkonostních složek.[18]

3 hlavní komponenty:

- *komponenta o velmi nízké frekvenci-* (VLF<0,04Hz) má díky svému nekoherentnímu chování doposud nejasný význam.
- *komponenta o nízké frekvenci-* (LF v rozmezí 0,04 až 0,15 Hz) distribuce se mění v souvislosti s modulací autonomního nervového systému a reprezentuje chování obou větví tohoto systému, sympatické i parasympatické. Především však sympatickou a jen částečně vagovou modulaci srdečního rytmu.

- *komponenta o vysoké frekvenci-* (HF v rozmezí 0,15 až 0,4 Hz) distribuce se stejně jako u LF složky mění v souvislosti s modulací autonomního nervového systému a reprezentuje chování obou větví tohoto systému – sympatické i parasympatické. Avšak komponenta HF odráží především vagovou modulaci srdečního rytmu.[10]

Výsledky těchto komponent se většinou uvádějí v absolutních hodnotách(ms^2). Někdy jsou ale také uváděny v normalizovaných jednotkách, které představují poměr těchto komponent k celkové hodnotě spektra po odečtení komponenty VLF. Tyto normalizované jednotky by měly zvýraznit vliv obou větví autonomního nervového systému na modulaci srdeční frekvence.[10]

- ***Spektrální analýza dlouhodobých záznamů:***

Spektrální analýza může být také použita k analýze sekvence intervalů N-N v 24hodinové nahrávce. Výsledek pak zahrnuje kromě VLF, LF a HF i ultra vysokou frekvenční komponentu. Sklon spektra 24hodinového měření může být hodnocen na logaritmickém měřítku s lineárním průběhem spektrálních hodnot. [10]

Diskutovaným problémem v souvislosti s dlouhodobými nahrávkami je problém stacionarity. Pokud mechanismy odpovědné za modulaci srdeční periody, určité frekvence zůstávají stejné po celou dobu nahrávání, dá se pak odpovídající frekvenční složka HRV použít jako měřítko těchto modulací. Pokud ale modulace nejsou stabilní interpretace výsledků frekvenční analýzy není tak jednoznačná. Zejména fyziologické mechanismy modulací srdečních period odpovědných za LF a HF výkonostní komponenty, nelze považovat za stacionární během 24hodin. Spektrální analýzy provedené v 24hodinovém rozsahu, stejně jako spektrální výsledky získané z kratších segmentů v průměru za celých 24 hodin (výsledky LF a HF těchto dvou výpočtů nejsou stejné) mají stejné průměrné modulace připadající na LF a HF komponenty. Příliš průměrů dává nejasné podrobné informace o autonomní modulaci intervalů R-R k dispozici v kratších nahrávkách. Komponenty HRV poskytují měření míry autonomní modulace, spíše na úrovni autonomního tonu a průměrné modulace nepředstavují průměrnou úroveň tonu. [10]

Správný výběr optimálního způsobu analýzy HRV

Asi nejvíce je v tomto směru cítit snaha standardizovat měření HRV, neboť u mnoha doposud provedených studií nelze srovnávat výsledky, protože byly provedeny za různých podmínek a rozdílným postupem. Důležitým parametrem, který musí být brán v úvahu je délka záznamu EKG a podmínky za kterých byl záznam získán.[10]

Počet měřených hodnot pomocí časově závislých metod (time domain analysis) narůstá s délkou záznamu a fyziologická platnost LF- a HF-komponent závisí na stabilitě autonomních modulací. Proto musí být oba způsoby měření pečlivě rozlišovány.[18]

Ke studiu fyziologických detailů autonomního stavu srdce nejlépe slouží spektrální analýza krátkého záznamu (nejlépe pětiminutového), provedeného za stabilních podmínek.[3]

Na druhé straně, optimální hodnocení odpovědi kardiální autonomie na okolní prostředí je založeno na dlouhodobém čtyřadvacetihodinovém záznamu, který obsahuje nejméně 18 hodin hodnotitelného záznamu, zahrnujícího reprezentativní část denního i nočního EKG. Tyto dlouhodobé záznamy by měly být preferenčně hodnoceny geometrickou metodou.[10]

Z uvedeného vyplývá, že není vhodné srovnávat komponenty HRV získané z krátkodobého záznamu pomocí spektrální analýzy v rozdílných podmínkách, jako je leh a stání (noc a den), podobně jako není vhodné srovnávat výsledky HRV z dlouhodobého záznamu u skupiny hospitalizovaných proti skupině plně ambulantní.[3]

Spánek, bdělost a usínání

Spánek

Během spánku dochází k relaxaci těla i ducha. Tělo se regeneruje. Spánek je důležitý pro správné vylučování hormonů, regeneraci rozumových funkcí, imunitu. Spánek je důležitý, je dokázáno že delší odpirání spánku způsobuje nesoustředění se, snížení reakční doby, poruchy nálady, zhoršené rozumové schopnosti. Spánek má i funkci termoregulační. Člověk průměrně spí 8hodin, někteří víc, někteří méně. Doba spánku se mění také podle věku, malé děti spí více než dospělí.

Spánek má dvě důležité fáze REM a NREM, které se během spánku pravidelně střídají.

REM (Rapid eye movement): je pro něj typický výskyt snů a rychlé nepravidelné pohyby očí. Dochází k aktivitě mozku zvláště těch částí, které se ve dne tolik neprojevují. Aktivita mozku je během REM fáze velmi podobná jako při probuzení. Fáze je důležitá pro regeneraci a psychickou pohodu. Člověka je obtížné vzbudit.[4]

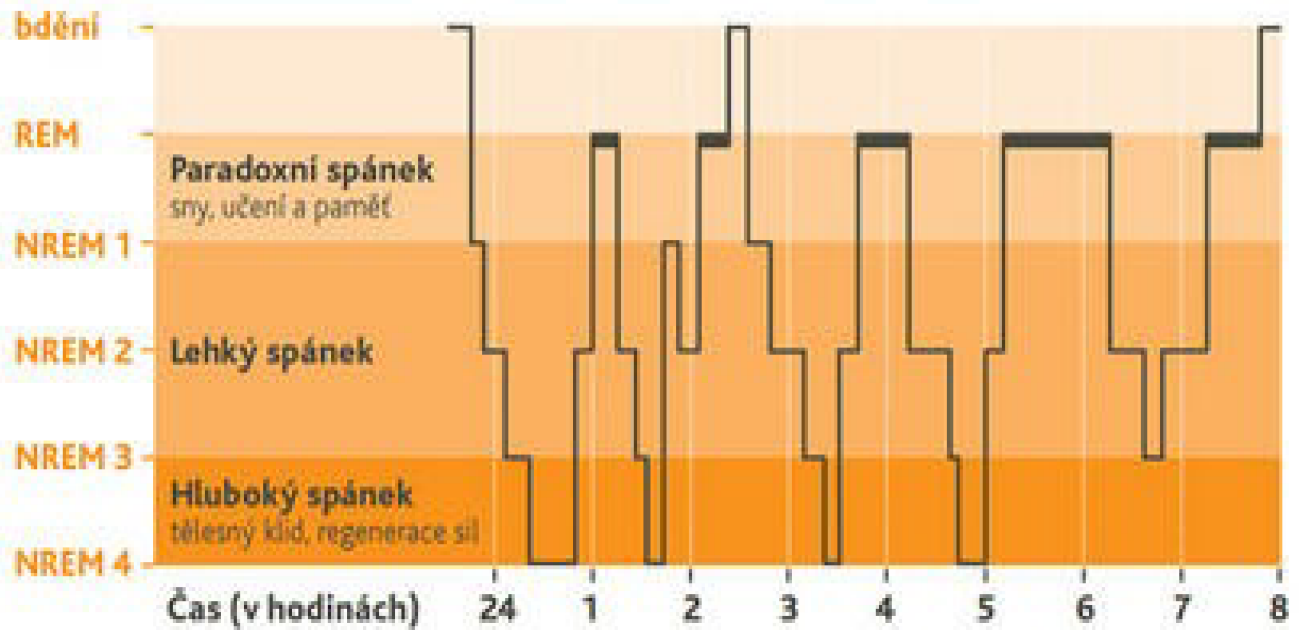
REM spánek je asi 20-25% celkového spánku u dospělých fáze REM se během noci asi 4-5krát opakují.

NREM (non rapid eye movement) se ještě dělí na další fáze:

fázy usínání (NREM1)- hranice mezi bděním a spánkem, trvá jen několik minut, osobu je možné vzbudit. Tento stav je spícím vnímán jako částečné vědomí a vzácněji se objevují i halucinace. V této fázi se mohou vyskytnout záškuby.[15]

fázy stabilního spánku (NREM2)- kdy dochází k uvolnění svalového napětí, zpomalení tepové frekvence, zpomalení a prohloubení dechu. Tato fáze, zaujímá 45–55 % z celého spánku.[15]

fázy hlubokého spánku (NREM3 a NREM4)- osobu je těžké vzbudit, spící může trpět nočním děsem, náměsíčností, nadměrným pocením a mluvením ze spaní. [4]



Obrázek 8: Hypnogram dospělého člověka [4]

Bdělost, vědomí a jeho změny

Bdělost neboli vigilita je stav opačný k spánku, jedna ze stránek vědomí.[12] Vědomí je stav mysli, jehož základem je bdělost vigilita, která je předpokladem dalších stránek vědomí, tj. pozornosti, orientace, myšlení aj. Vědomí má složku bdělosti i složku obsahovou, člověk je schopen vnímat a interpretovat podněty a je na ně schopen odpovídat. Pro složku bdělosti má význam vzestupná aktivační část retikulární formace ARAS, pro plné vědomí je však nutná souhra korových oblastí obou mozkových hemisfér. Poruchy vědomí se dělí na kvantitativní viz kóma, somnolence, sopor a kvalitativní, kdy je změněn nejen rozsah, ale i obsah vědomí zejm. delirium, amence. K hodnocení poruch vědomí se používá např. Glasgowská klasifikace.[13] Když bychom chtěli psychologickou verzi vědomí zjistili bychom, že je to schopnost uvědomit si sebe sama, jako individualitu oproti okolnímu světu, schopnost správně interpretovat vlastní prožitky.[14]

Poruchy vědomí

Mohou být kvantitativní, kde vědomí není zachováno a kvalitativní, kde je vědomí sice zachováno, ale je narušena schopnost vnímání, myšlení, atd.[11]

- Kvalitativní: Pacient je bdělý, ale je porušen obsah vědomí. Má problémy s orientací, mnoho si z tohoto stavu nepamatuje, není schopný jednat sám za sebe. Některé mohou trvat chvíli, ale také dny nebo týdny. U některých má pacient halucinace.

Mdloba, mráкотný stav, delirium, amence, agónie

- Kvantitativní: Dělí se podle hloubky bezvědomí, kdy lze pacienta vzbudit oslovením nebo bolestivým podmětem až po stav, kdy je neprobudný.

Somnolence, sopor, koma [11]

Usínání

Přechodný stav mezi bdělostí a spánkem, probíhá vždy stejně, ale pokaždé jinak rychle. Nejprve si tělo najde správnou polohu, poté se zpomalí dech, zavřou se oči, sníží se svalové napětí, krevní tlak a tepová frekvence. Může dojít ke svalovým křečím, které způsobí šubnutí celého těla. Tím může dojít ke krátkému probuzení. Na vině jsou motorické impulsy z nižších mozkových center. Takto nervy reagují na přechod do dalšího stádia spánku. Usínající člověk sebou může trhnout, protože může mít polosny a reaguje na klamavé smyslové podněty. Mohou se objevit pseudohalucinace, z dlouhé monotónní práce.[16]

Měření

Je spousta možností jak vyčerpat a unavit člověka. Použití léků, které navozují spánek, ale také fyzická zátěž. My jsme se rozhodli, že po měřené osobě budeme chtít, aby přišla nevyspalá. Normálně člověk spí 6-8 hodin my jsme chtěli, aby to snížili na 1-2hodiny spánku, pro jednotné parametry. Také jsme nechtěli, aby měřené osoby brali látky na povzbuzení činnosti čaj, kávu nebo energetické nápoje. Abychom mohli udělat statistické srovnání vybírali jsme spolužáky a spolužačky od 21do 23let věku, měli jsme stálou teplotu v místnosti kde jsme měřili jen jsme měření prováděli v různou denní dobu, podle toho jak bylo volno v učebně a jak měli všichni zúčastnění čas. Což asi mohlo zapříčinit různé změny ve výsledcích.

Příprava měřeného subjektu

Protože dobrovolníkům měříme více fyziologických vlastností, musíme je pečlivě připravit. Nalepit elektrody na snímání EEG, vodivosti kůže, EKG a dýchání. Jelikož měříme tyto hodnoty, při změně stavu bdělosti chceme, aby byl nevyspalý, abybychom při měření docílili toho, že nám subjekt usne nebo bude mít k spánku velmi blízko. Subjektu dáme na uši sluchátka, kam v určitých intervalech pouštíme zvuky a subjekt musí zmáčknout tlačítko. Čím více subjekt usíná, tím pomaleji reaguje. Při prvních měřeních byl interval 5s a nahlas, ale ukázalo se to za nevhodné a příliš rušivé, proto se interval prodloužil na 2minuty a byla upravena hlasitost tak, aby si ji mohla každá měřená osoba přispůsobit sobě.

V místnosti, kde jsme měřili byla teplota 20-22°C, po celou dobu měření byly zatažené rolety a zhasnutá světla a ticho.

Elektrody na EKG se lepí tři, na zápěstí pravé ruky a nad kotníky pravé i levé nohy. Místo nejprve odmastíme, kvůli lepší vodivosti. Pro dobrou přilnavost se doporučuje nalepit elektrody alespoň 5minut před začátkem kalibrace.[22] Takže jsme nejprve nalepili elektrody pro všechna měření a pak jsme teprve chystali sluchátka atd.



Obrázek 9 a 10: *Místa umístění elektrod*

Subjekt položíme na lehátko. Nejprve přístroj zkalibrujeme, abychom si byli jistí, že pro každého měřeného bude měření zaznamenáváno stejně.[22] Měření začne tím, že po měřeném chceme, aby měl minutu oči otevřené, pak zavřené a zase otevřené viz Tabulka 1, potom jej necháme, aby oči zavřel a snažil se usnout. To provádíme hlavně kvůli EEG a vodivosti kůže, aby se dalo srovnávat mezi zavřenými a otevřenými očima. Měření trvá asi 45minut. Po celou dobu po měření osobě chceme, aby byla v klidu a co nejvíce omezila pohyby.

	čas[s]		
otevřené oči	61-80	101-120	
zavřené oči		81-100	121-140

Biopac

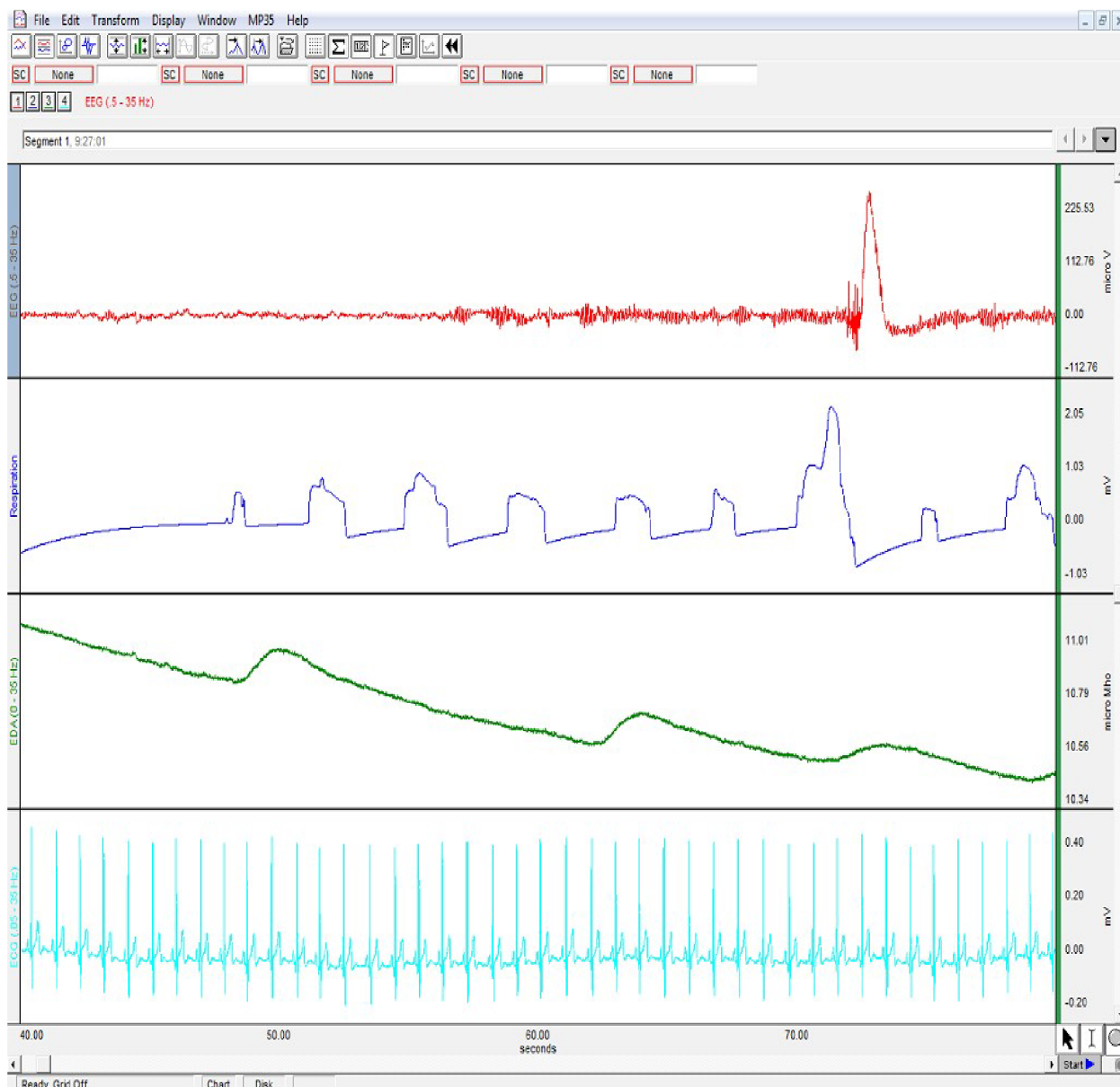


Obrázek 11: *Přístroj Biopac*

Měření probíhá v laboratoři ÚBMI, která je vybavena přístrojem Biopac. Toto zařízení má čtyři vstupy. Do každého vstupu můžeme zapojit jedno čidlo ke snímání daného fyziologického signálu. Pro měření na jednom člověku potřebujeme dvě tato zařízení. Na jednom měříme čtyři fyziologické hodnoty a na druhém měříme reakční dobu subjektu.

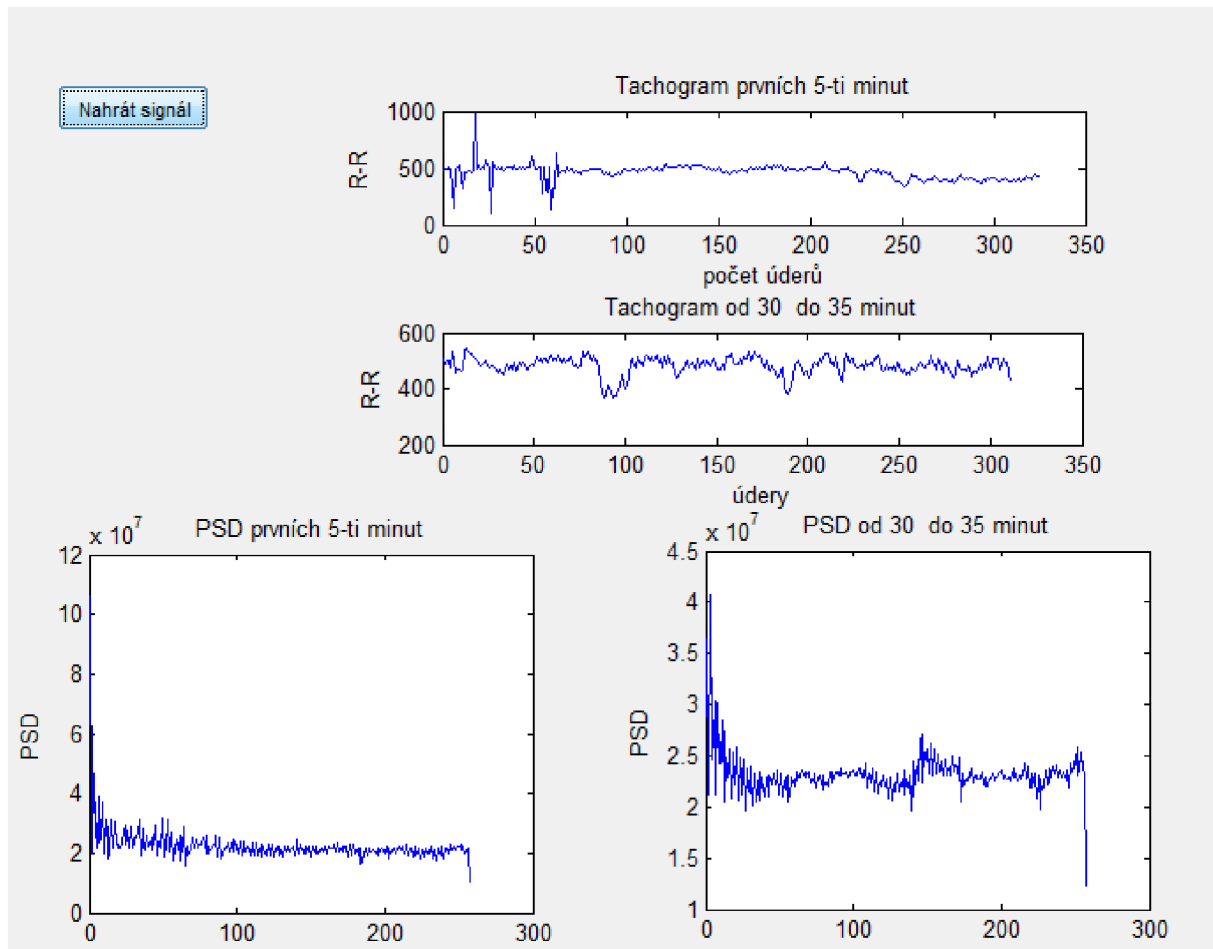
- Tři jednorázové elektrody připevněné na očištěných místech na pravé ruce a obou nohách.
- Signál je veden pomocí elektrodových svodů, označení pro BIOPAC je SS2L, do čtvrtého kanálu přístroje.
- K přístroji také patří originální propojovací kabel(CBLSERA), zdroj(AC100A) a Studet Lab software.[22]

Na obrázku 12 je rozhraní Biopacu jsou zde vidět všechny fyziologické údaje, mě zajímá poslední řádek, kde je EKG.



Obrázek 12: Rozhraní pro ovladání a snímání z Biopacu(začátek měření)

Program pro analýzu HRV



Obrázek 13: Grafické prostředí v matlabu

Program spustíme tlačítkem „Nahrát signál“, kde si vybereme měření, které chceme. Měření jsou v podobě textového dokumentu, kde jsou čtyři sloupce, každý pro jeden měřený parametr. EKG je zapojeno na čtvrtém kanále, takže je ve čtvrtém sloupci. Vstupní originální signál je nejprve zpracován pásmovou propustí, která zadržuje všechny frekvence kromě úzkého pásma.

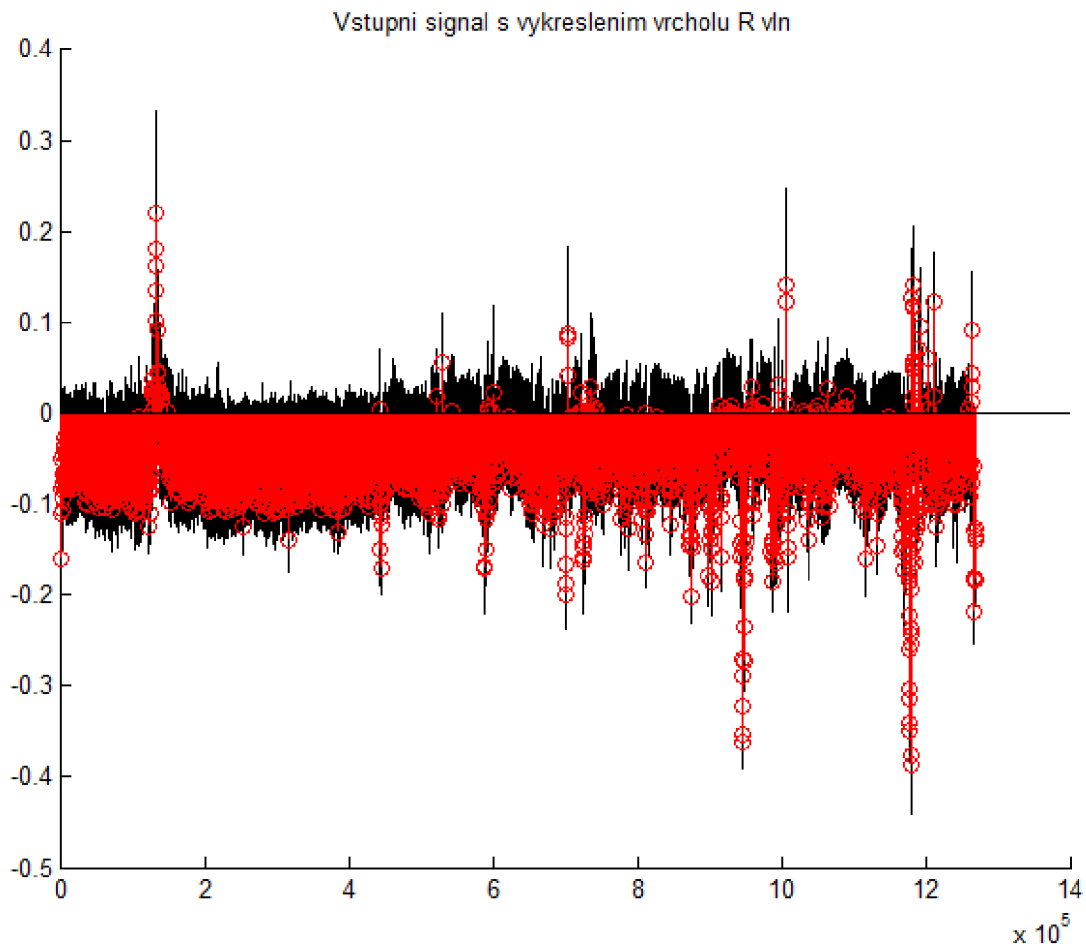
```
%zde si navolíme parametry pásmové propusti typu FIR
f=[0 4/100 5/100 19/100 20/100 1]; %zadání normovaných frekvencí
m=[0 0 1 1 0 0];%určení pro jakou frekvenci bude jaký přenos
h=fir2(200,f,m);%vytvorení FIR filtru ze zadanych parametru
```

Vzorkovací frekvence signálu je 500Hz. Výstup z tohoto filtru je dále umocněn na druhou, čímž dojde k zesílení signálu samotné R vlny a překlopení do kladné osy. Derivace signálu je provedena rozdílem dvou sousedních vzorků vydělený dvěma. Poté následuje filtr typu dolní propust, který zadržuje vysoké frekvence, to vyhladí signál.

```
%filtrace signalu dolni propusti realizovanou jako prumerovani susednich vzorku
h1=[1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 ]/15; %zadani impulzni charakteristiky,prumeruje se
15 vzorku
c=filter(h1,1,b); %filtrace zadany filtrem
```

Důležitým krokem bude prahování čímž určíme samotný výskyt R-vlny v signálu. Práh musí být určen správně, tak aby detekoval všechny R vlny.

```
prah = 2E-4; %zadani vstupniho prahu
index = 1;
polohy = [];
hodnoty=[];
delka_okna = 100; %delka okna o ktere budem posouvat signal
while index<N-delka_okna %dokud bude index mensi nez delka signalu minus delka onkna bude
provadet nasledujici prikazy
    if c(index)>prah %pokud je hodnota signalu na pozici index vetsi nez zadany prah...
        kus = c(index:index+delka_okna); %vybere kus ze signalu c
        [hodnota,poloha] = max( kus ); %urceni polohy a hodnoty maxima z dane casti
        polohy = [polohy, index+poloha]; %do vektoru polohy se pridavaji nove polohy
        hodnoty=[hodnoty, hodnota]; %do vektoru hodnoty se pridavaji nove hodnoty
        index = index + delka_okna; %posunuti o delku okna
    else %v pripade ze se nenajde hodnota vetsi nez prah...
        index = index + 1; %hodnota index se zvysi o 1
    end
end
```



Obrázek 14: *signál EKG po detekci*

Následně jsou zjištěny vzdálenosti dvou R vln jdoucích po sobě. Ze signálu je vybráno prvních 5 minut a pěti minutový záznam od třicáté do pětatřicáté minuty. Pěti minutové úseky jsem zjistili tak, že jsme vyšli z předpokladu, že pět minut je tři sta sekund. Vzorkovací frekvence byla 500Hz, to když vynásobíme 300s, získáme počet vzorků pro prvních pět minut. Abychom toto číslo 150 000 našli v signálu tak jsme jej odčítali od sčítaného signálu. Z absolutních hodnot jsme vzali minimum. Prvních pět minut je tedy signál od začátku po ono minimum.

```
for k3=1:length(vzdalenosti)
    pom(k3)=sum(vzdalenosti(1:k3));
end
```

Zde sčítáme vzorky celého signálu. Z toho to budeme odčítat hranice pro oba pětiminutové úseky.

```
% hledání prvních 5 minut
```

```

for k10=1:length(pom)
    pom_5(k10)=pom(k10)-150000;      % 300*500=150 000
end

```

Došlo k odečtení hraničních vzorků od všech vzorků.

```

pom_5min=abs(pom_5);
mini_5min=min(pom_5min);

```

Z absolutních hodnot je nalezeno minimum, hraniční prvek.

```

for k4=1:length(pom_5min)
    if mini_5min==pom_5min(k4);
        pozice_5min=k4;
    end
end

```

Dochází k srovnání hodnot s hraničním prvkem. Shoda je uložena do pozice pro 5minut.

```

vzdalenosti_5min=vzdalenosti(1:pozice_5min);

```

Zde je vybráno prvních pět minut záznamu.

U pěti minut mezi třicátou a pětatřicátou minutou jsme uvažovali stejně. Třicet minut je 1800 sekund násobeno vzorkovací frekvencí výjde číslo 900 000. 35 minut je 2100 sekund vynásobeno 500 je 1 050 000 . Minimum z absolutních hodnot odečtených 900 000 ze sčítaného signálu, je naše hledaná pozice pro spodní hranici 5 minut. Horní hranici dostaneme zase jako minimum z absolutních hodnot odečtených 1 050 000 ze sečítaného celého záznamu. Signál pro druhých 5 minut, který hledáme má hranice 900 000 vzorků po 1 050 000 vzorků.

Tyto dva záznamy jsou podrobeny rychlé Fourierově transformaci (FFT). Matlab používá funkci *fft*. Z FFT necháme vypočítat PSD přes periodogram. Křivku si rozdělíme na tři pro nás zajímavé části VLF do 0,04Hz od 0,04Hz po 0,15Hz pro LF a pro HF od 0,15Hz do 0,4Hz a v těchto úsecích počítáme plochu pod křivkou. Matlab nám integrál spočítá pomocí funkce *sum*.

Statistické zpracování

Pro porovnávání dvou stavů pacientů (např. před a po podání léku) se používá párový t-test. Já jej použiji pro srovnání LF a HF pro prvních pět minut, kdy byl jedinec vzhůru a druhých pěti minut, kdy spal nebo byl alespoň ve velmi relaxovaném stavu. VLF nebudu statisticky srovnávat, protože z literatury jsem vyčetla, že tato malá část křivky v krátkodobých záznamech nemá žádný význam.[19]

Statistické zpracování pásma LF

H_0 : Není žádný rozdíl mezi LF v bdělém stavu a spánku, $\mu = 0$.

H_1 : Existuje rozdíl mezi hodnotami LF v bdělé stavu a spánku, $\mu \neq 0$.

$$T = \frac{\text{pozorovaná hodnota} - \text{předpokládaná hodnota}}{\text{odhad směrodatné chyby}} = \frac{\bar{d} - \bar{0}}{s_d}$$

Vzorec číslo 1: *Obecný vztah pro výpočet t-testu*[19]

Nejprve vypočteme rozdíl hodnot LF v bdělém stavu a ve spánku. Z rozdílů uděláme průměr. Průměr odčítáme od hodnot rozdílů, tím získáme absolutní odchylku, kterou dále umocníme na druhou, čímž získáme hodnoty, které po sečtení dají součet čtverců. Ze součtu čtverců, který dělíme počtem měření minus jedna, získáme rozptyl. Odmocnina rozptylu, směrodatná odchylka, se použije pro výpočet směrodatné chyby průměru, tak že ji dělíme odmocninou počtu měření. Následně vypočteme t-test do kterého dosadíme průměr rozdílů minus předpokládaná hodnota, tj. nula, (musíme předpokládat že nulová hypotéza je správně), a to vydělíme směrodatnou chybou průměru.

<i>měření</i>	<i>prvních 5min</i>	<i>spánek 5 min</i>	<i>rozdíl</i>	<i>absolutní odchylka</i>	<i>součet čtverců</i>
	LF	LF	LF	LF	LF
1	1346000000	1278100000	67900000	133142727,27	1,77*10 ¹⁶
2	1262800000	1357100000	-94300000	-29057272,73	844325098347107
3	1242200000	1322100000	-79900000	-14657272,73	214835643801653
4	1468000000	1385600000	82400000	147642727,27	2,18*10 ¹⁶
5	1173500000	1153400000	20100000	85342727,27	7,28*10 ¹⁵
6	987760000	1465300000	-477540000	-412297272,73	1,7*10 ¹⁷
7	1113300000	1042400000	70900000	136142727,27	1,85*10 ¹⁶
8	1155200000	1138300000	16900000	82142727,27	6,75*10 ¹⁵
9	831120000	982650000	-151530000	-86287272,73	7,45*10 ¹⁵
10	1227600000	1307000000	-79400000	-14157272,73	200428371074380
11	1292700000	1385900000	-93200000	-27957272,73	781609098347107
		<i>průměr</i>	-65242727,27	<i>součet</i>	2,04E+015
<i>Rozptyl s²</i>	<i>směrodatná odchylka s</i>	<i>směrodatná chyba průměru s_d</i>		T-test LF	-1,36
2,52*10 ¹⁶	158608557,28	47822279,37			

Tabulka číslo 2: *Statistické údaje pro zpracování LF*

Výsledek t-testu vyšel -1,36. Pro stupeň volnosti 10 leží 95% plochy pod křivkou mezi -2,228 a 2,228. Což znamená, že platí nulová hypotéza a zjištěný rozdíl mezi LF v bdělém stavu a ve spánku není statisticky významný.

Statistické zpracování pásma HF

H_0 : Není žádný rozdíl mezi HF v bdělém stavu a spánku, $\mu = 0$.

H_1 : Existuje rozdíl mezi hodnotami HF v bdělé stavu a spánku, $\mu \neq 0$.

Řídíme se stejným vztahem jako v případě LF.

<i>měření</i>	<i>prvních 5min</i>	<i>spánek 5 min</i>	<i>rozdíl</i>	<i>absolutní odchylka</i>	<i>součet čtverců</i>
	HF	HF	HF	HF	HF
1	2239100000	2972700000	-733600000	-506045454,55	2,56*10 ¹⁷
2	2860700000	2992300000	-131600000	95954545,45	9,21*10 ¹⁵
3	2778700000	2965300000	-186600000	40954545,45	1,68*10 ¹⁵
4	3264600000	2556200000	708400000	935954545,45	8,76*10 ¹⁷
5	2609200000	2523300000	85900000	313454545,45	9,83*10 ¹⁶
6	2018500000	3267900000	-1249400000	-1021845454,55	1,04*10 ¹⁸
7	1980600000	2136500000	-155900000	71654545,45	5,13*10 ¹⁵
8	2283500000	2342500000	-59000000	168554545,45	2,84*10 ¹⁶
9	1914300000	2184600000	-270300000	-42745454,55	1,83*10 ¹⁵
10	2691900000	2862900000	-171000000	56554545,45	3,2*10 ¹⁵
11	2827200000	3167200000	-340000000	-112445454,55	1,26*10 ¹⁶
		<i>průměr</i>	-227554545,45	<i>součet</i>	2,34*10 ¹⁸
<i>Roztřpyl s²</i>	<i>směrodatná odchylka s</i>	<i>směrodatná chyba průměru s_d</i>		T-test HF	-1,56
2,34*10 ¹⁷	483385346	145746165,62			

Tabulka číslo 3: *Statistické údaje pro zpracování HF*

Výsledek t-testu vyšel -1,56. Pro stupeň volnosti 10 leží 95% plochy pod křivkou mezi -2,228 a 2,228. Což znamená, že platí nulová hypotéza a zjištěný rozdíl mezi HF v bdělém stavu a ve spánku není statisticky významný.

Závěr

Hodnocení HRV má praktický význam nejen pro hodnocení kardiovaskulárního rizika, ale také pro časnou diagnostiku neuropatie, která je často přítomna především u diabetiků. HRV je snižena po infarktu myokardu a reflektuje zvýšený tonus sympatické aktivity, který ovlivňuje srdeční rytmus. Převaha sympatické aktivity zvyšuje elektrickou nestabilitu srdce. [10]

Mým úkolem bylo měřit Variabilitu srdečního rytmu při snížené úrovni bdělosti. Na tomto úkolu jsem spolupracovala se svými kolegy, kteří měřili další fyziologické vlastnosti usínajícího člověka. Měřili jsme 11 dobrovolníků. Během měření jsme zjistili mnohé nedostatky, se kterými jsme se museli poprat. Například četnost délka a hlasitost signálu, který jsme pouštěli do uší měřeným osobám. Zpočátku zvolená frekvence pět vteřin byla změněna na dvě minuty, taktéž hlasitost se upravila tak, aby si ji každý měřený mohl přizpůsobit pro svůj sluch. S nepohodlným lehátkem nic neuděláme, ale někteří další si vzali svůj polštářek, aby se jim lépe usínalo. Také sluchátka, která jsme ze začátku používali byla tvrdá, proto jsme taktéž doporučili brát si vlastní, taková na která je člověk zvyklý.

Opravdu nám usnuli jen dva dobrovolníci a to měření 6 a 7, všichni ostatní byli pouze ve velmi zrelaxovaném stavu a chybělo jim k usnutí jen velmi málo. Usoudili jsme ale, že takový stav změny bdělosti, by pro změnu HRV měl stačit. Protože v případě, že se HRV mění během přechodu člověka do spánku, dalo by se toho využít k sestavení zařízení, které by lidi, kteří vykonávají dlouho jednotvárnou práci (letový dispečeri, piloti, řidiči...), mohlo včas varovat. Člověk by si zašel na povinnou pauzu (dát si kávu, čaj...) a poté by mohl znovu začít pracovat. To by zvýšilo bezpečnost nejen pro ně samotné, ale i pro všechny kolem.

Hodnoty, které jsme naměřili, jsme spektrálně analyzovali. Signál obsahoval tři složky, VLF, LF a HF. Pro nás důležité byly jen složky LF a HF, které jsme statisticky zpracovali. Složka VLF je velmi malá a v krátkodobých záznamech jsou její vlivy na změnu HRV neprokázané. Pro zpracování jsme použili párový t-test, který nám srovnal hodnoty v bdělém stavu proti hodnotám ve spánku. Bohužel ani pro LF ani pro HF nebyly změny statisticky významné. Z části bylo bohužel naše měření ovlivněno několika negativními faktory, jedním z nich byla nedostatečná délka měření, ne úplně vhodné prostředí (viz. výše) a bohužel i narušení měření příchozími do laboratoře.

Jiné studie, které se zabývaly rozdílem HRV mezi bdělým stavem a spánkem, vycházely z celonočního měření. Tedy měřily i rozdíl HRV mezi REM a NREM fází. Jejich měření byla přesnější a jejich závěry měly statistický význam. LF autorům vyšlo vyšší v REM fázi, a v NREM fázi vyšlo vyšší HF.[21]. Cílem naší práce bylo ale zkoumání přímo fáze přechodu mezi bdělostí a spánkem. Podobnou práci, kde by se autoři zajímali jen usínáním a kterou bych mohla porovnat s našimi výsledky jsem bohužel nenašla. Vzhledem k našim výsledkům se zdá, že změny v HRV během usínání nemají velký klinický význam a pro jeho dokázání potažmo využití, by bylo potřeba mnohem hlubší studie na větším počtu subjektů.

Seznam zkratek

- EEG- Elektroencefalogram
- EKG- Elektrokardiogram
- EMG- Elektromyogram
- FFT- Fast Fourier Transform, rychlá Fourierova transformace
- HRV- Heart rate variability, změna srdečního rytmu
- HF- high frequencies, vysoké frekvence
- LF- low frequencies, nízké frekvence
- N-N interval- interval normal to normal, tedy interval od R-vlny, které předchází P vlna po R-vlnu, které předchází P-vlna.
- NREM- non-rapid eye movement, část spánku bez očních pohybů
- P, Q, R, S, T- vlny na EKG
- PSD- power spectral density, spektrálně výkonostní hustota
- R-R interval- interval od R-vlny k R-vlně
- REM- rapid eye movement, část spánku vyznačující se pohyby očí
- ÚBMI- Ústav biomedicínského inženýrství
- VLF- very low frequencies, velmi nízké frekvence

Seznam literatury

[1] SILBERNAGL Stefan, DESPOPOULOS Agamemnon: *Atlas fyziologie člověka*, 6.vydání, Grada Publishing, 2004, ISBN 80-247-0630-X

[2] HERMAN Petr: *Základy EKG*

Dostupné online na URL: <<http://ekg.kvalitne.cz/obsah.htm> > [citováno 2011-05-24]

[3] HEINC P.: *Vyšetřování srdeční stability*. Kardiologická revue č. 4, s. 156 - 158, 2006,

Dostupné online na URL: <http://www.kardiologickarevue.cz/pdf/kr_06_04_03.pdf> [citováno 2011-05-24]

[4] ŠINDELÁŘOVÁ Hana, a Kol.: *Fáze a typy spánku*

Dostupné online na URL: <<http://www.dobry-spanek.cz/faze-a-typy-spanku>> [citováno 2011-05-24]

[5] ČECH Svatopluk, HORKÝ Drahomír: *Histologie a mikroskopická anatomie pro bakaláře*, 1. vydání, vydala Masarykova univerzita v Brně roku 2004, ISBN 80-210-3513-7

[6] HOLIBKOVÁ Alžběta, LAICHMAN Stanislav: *Přehled anatomie člověka*, 4. vydání, vydala Univerzita Palackého v Olomouci v roce 2006, ISBN 80-244-1480-5

[7] REEF Virginia: *ECG tutorial*

Dostupné online na URL: <http://cal.vet.upenn.edu/projects/lgcardiac/ecg_tutorial/qtinterval.htm> [citováno 2011-05-24]

[8] ŠIMURDA Jiří CSc.: *Bioelektrické jevy*, VUT Brno

[9] HOŘEJŠÍ Jaroslav: *Kde se rodí srdeční rytmus*

Dostupné online na URL: <http://nova.medicina.cz/verejne/clanek.dss?s_id=2352> [citováno 2011-05-24]

[10] ZAJÁČOVÁ: *Diplomová práce*

Dostupné online na URL: <<http://ktl.lf2.cuni.cz/text/diplomky/zajacova/>> [citováno 2011-05-24]

[11] Dostupné online na URL: <<http://sestrylf3.unas.cz/pf-vedomi.html>> [citováno 2011-05-24]

[12] Dostupné online na URL: <<http://lekarske.slovníky.cz/pojem/vigilita>> [citováno 2011-05-24]

[13] Dostupné online na URL: <<http://lekarske.slovníky.cz/pojem/vedomi>> [citováno 2011-05-24]

[14] Mgr. PRAŽÁKOVÁ Věra: *Základy psychologie a biologické základy vývoje*, VUT Brno

[15] Dostupné online na URL: <<http://www.medicinenet.com/sleep/article.htm>> [citováno 2011-05-24]

[16] Dostupné online na URL: <<http://cs.wikipedia.org/wiki/Sp%C3%A1nek>> [citováno 2011-05-24]

[17] HAMPTON John R.: *EKG Stručně, jasně, přehledně*, 6. vydání, vydala Grada v roce 2005, ISBN 80-247-0960-0

[18] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart Rate Variability, Standart of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Europ Heart Journal* 1996;17:354-381.

[19] Dostupné online na URL: <<http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biostat1&node=10#SECTI>> [citováno 2011-05-24]

[20] Dostupné online na URL: <<http://didsom.webnode.cz/obehova-soustava/velky-a-maly-obeh/>> [citováno 2011-05-24]

[21] Dostupné online na URL: <http://www.prolekare.cz/casopis-lekaru-ceskych-clanek?id=3439&confirm_rules=1> [citováno 2011-05-24]

[22] Biopac Student laboratory manual