

ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE  
FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ



DIPLOMOVÁ PRÁCE

Online sledování vybraných biosignálů v  
terapeutické praxi

Praha, 2013

Autor: Bc. Adam Šolc



## **Prohlášení**

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

---

---

podpis

## **Poděkování**

Rád bych poděkoval Doc. Ing. Vladimíru Eckovi, CSc za vedení práce a poskytnuté rady. Chtěl bych také poděkovat manželce, synovi a celé rodině za projevenou trpělivost a podporu při mému studiu.

# **Abstrakt**

Cílem této práce je vytvořit komplexní systém pro monitorování a analýzu biosignálů, který poskytne zpětnou vazbu pro různé terapeutické ale i sebereflexní cvičení. Systém má za úkol naměřené biosignály v reálném čase zpracovávat a zobrazovat pacientovi. Dále bude okamžité výsledky odesílat na serverovou aplikaci, kde se uloží do archivu pro pozdější analýzu. Funkcí serverové aplikace bude i možnost zobrazení zpracovaných biosignálů v reálném čase, což zprostředkuje terapeutovi vzdálené monitorování pacienta.

## **Abstract**

The aim of this thesis is to create a comprehensive system for monitoring and analysis of biosignals. System will provide feedback for various therapeutic but also self-improvement exercise. The system will display biosignals in real time processing to patient. Results will be immediately send to the server application for storage in the archive for later analysis. The server will be able to process biosignals in real time, which will allow to the terapeuts remote patient monitoring

České vysoké učení technické v Praze  
Fakulta elektrotechnická  
katedra řídicí techniky

## ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: **Bc. Adam Šolc**

Studijní program: Kybernetika a robotika  
Obor: Systémy a řízení

Název tématu: **Online sledování vybraných biosignálů v terapeutické praxi**

Pokyny pro vypracování:

1. Zpracujte rešerši literatury na téma snímání a vyhodnocování vybraných biosignálů v terapeutické praxi.
2. Navrhněte web zobrazení on-line přenosu biosignálů pro vybrané druhy terapií.
3. Navrhněte a realizujte aplikaci s využitím vybraných snímačů.
4. Funkčnost aplikace ověřte řadou experimentů s grafickým vyjádřením a diskutujte dosažené výsledky.

Seznam odborné literatury:

- [1] E.N. Bruce, Biomedical Signal Processing and Signal Modeling, Wiley ,2001
- [2] Svatoš, J. Biologické signály I: Geneze, zpracování a analýza. 2. vyd. Praha: Vydavatelství ČVUT, 1998
- [3] Smith, S. V. Digital Signal Processing: A practical Guide for Engineers and Scientists. USA: Elsevier Science, 2003

Vedoucí: Doc.Ing. Vladimír Eck, CSc.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2013/2014

prof. Ing. Michael Šebek, DrSc.  
vedoucí katedry



prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.  
děkan

V Praze dne 25. 10. 2012



# Obsah

<b>Seznam obrázků</b>	<b>xi</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>xiii</b>
<b>Seznam použitých zkratek</b>	<b>xv</b>
<b>1 Úvod</b>	<b>1</b>
<b>2 Galvanická kožní reakce a variabilita srdečního rytmu</b>	<b>3</b>
2.1 Traumaterapie . . . . .	3
2.2 Neuroterapie . . . . .	3
2.3 Autonomní nervový systém . . . . .	4
2.4 Kožně galvanická reakce . . . . .	4
2.4.1 Měření a analýza GSR . . . . .	4
2.5 Variabilita srdečního rytmu . . . . .	6
2.5.1 Analýza HRV v časové oblasti statistickými metodami . . . . .	7
2.5.1.1 SDNN a SDNN index . . . . .	7
2.5.1.2 SDANN . . . . .	7
2.5.1.3 RMSSD . . . . .	7
2.5.1.4 SDSD . . . . .	8
2.5.1.5 NN50 a p NN50 . . . . .	8
2.5.2 Geometrické metody analýzy HRV . . . . .	8
2.5.3 Analýza HRV ve frekvenční oblasti . . . . .	9
2.5.3.1 Parametry ve frekvenční oblasti . . . . .	10
2.5.4 Měření HRV pomocí pulsní oxymetrie . . . . .	11
<b>3 Aplikace pro zpracování a přenos biosignálů</b>	<b>15</b>
3.1 Použité senzory . . . . .	15

3.1.1	Pulzní oxymetr . . . . .	15
3.1.2	Senzor GSR . . . . .	16
3.2	Použitá architektura aplikací . . . . .	17
3.3	Aplikace pro zpracování GSR . . . . .	18
3.3.1	Návrh aplikace BioSignalClientGSR . . . . .	18
3.3.2	Uživatelské rozhraní aplikace . . . . .	20
3.4	Návrh aplikace pro zpracování PPG . . . . .	21
3.4.1	Struktura aplikace BioSignalClientOXI . . . . .	21
3.4.2	Detekce špiček signálu PPG . . . . .	22
3.4.2.1	Kvalita detekce . . . . .	23
3.4.3	Zpracování HRV statistickými metodami . . . . .	24
3.4.4	Vyhodnocení HRV ve frekvenční oblasti . . . . .	25
3.4.4.1	Převzorkování signálu konstantní periodou . . . . .	25
3.4.4.2	Výpočet výkonové spektrální hustoty HRV . . . . .	26
3.4.5	Uživatelské rozhraní aplikace . . . . .	28
<b>4</b>	<b>Realizace serverové části</b> . . . . .	<b>31</b>
4.1	Prostředky použité pro vývoj aplikace . . . . .	31
4.1.1	Vývojové prostředí a web server . . . . .	31
4.1.2	Architektura REST . . . . .	32
4.1.3	Specifikace JAX-RS a Jersey API . . . . .	32
4.1.4	AJAX a formát JSON . . . . .	32
4.1.5	Google Visualization API . . . . .	33
4.2	Návrh aplikace BioSignalMonitor . . . . .	33
4.2.1	Nastavení aplikace . . . . .	33
4.2.2	Struktura aplikace . . . . .	33
4.2.3	Zabezpečení . . . . .	35
4.2.4	Přístup ke zdrojům . . . . .	35
4.2.5	Zpracování požadavků klientských aplikací . . . . .	37
4.2.6	Databáze souborů . . . . .	39
4.2.7	Uživatelské rozhraní . . . . .	40
4.2.8	Online sledování biosignálů . . . . .	41
4.2.9	Databáze biosignálů . . . . .	43
4.3	Příprava klientských aplikací pro komunikaci se serverem . . . . .	44
4.3.1	Datový model pro přenos dat z aplikací BioSignalClient . . . . .	44

<b>5</b>	<b>Testování systému</b>	<b>47</b>
5.1	Naměřené průběhy . . . . .	47
<b>6</b>	<b>Závěr</b>	<b>55</b>
6.1	Budoucí práce . . . . .	56
	<b>Literatura</b>	<b>59</b>
<b>A</b>	<b>Obsah přiloženého CD</b>	<b>I</b>



# Seznam obrázků

2.1	Rozmístění senzorů při měření GSR . . . . .	5
2.2	GSR - odezva na stimulační puls . . . . .	6
2.3	Měření HRV z QRS komplexu . . . . .	7
2.4	Poinacerého graf R-R intervalů . . . . .	9
2.5	Zpracování HRV ve frekvenční oblasti . . . . .	11
2.6	Pulsní oximetru a absorbce světla tkání . . . . .	12
2.7	Porovnání signálu ECG a PPG . . . . .	13
3.1	Blokové schéma pulzního oxymetru . . . . .	16
3.2	Blokové schéma měřiče GSR . . . . .	17
3.3	Použité senzory . . . . .	17
3.4	Diagram architektury MVC . . . . .	18
3.5	Relace tříd v aplikaci <i>BioSignalClientGSR</i> . . . . .	19
3.6	Uživatelské rozhraní aplikace <i>BioSignalClientGSR</i> . . . . .	20
3.7	Relace tříd v aplikaci <i>BioSignalClientOXI</i> . . . . .	22
3.8	Vývojový diagram detektoru špiček signálu PPG . . . . .	23
3.9	Detekce špiček PPG . . . . .	24
3.10	Výkonová spektrální hustota HRV . . . . .	27
3.11	Uživatelské rozhraní aplikace <i>BioSignalClientOXI</i> . . . . .	28
3.12	Panel vizualizace zpracováných signálů . . . . .	29
4.1	Relace v serverové aplikaci BiosignalMonitor . . . . .	34
4.2	Vývojový diagram obsluhy příchozích požadavků klientských aplikací . . . . .	38
4.3	Struktura databáze souborů . . . . .	39
4.4	Vzhled webové stránky pro volbu uživatelů . . . . .	40
4.5	Vzhled webové stránky pro online sledování biosignálů . . . . .	42
4.6	Vzhled webové stránky pro zobrazení biosignálů z databáze . . . . .	43

5.1	Měření na subjektu č.1 . . . . .	48
5.2	Měření na subjektu č.2 . . . . .	49
5.3	Měření na subjektu č.3 . . . . .	50
5.4	Měření na subjektu č.4 . . . . .	51
5.5	Měření na subjektu č.5 . . . . .	52
5.6	Poincarého graf R-R intervalů jednotlivých subjektů . . . . .	53

# Seznam tabulek

3.1	Vysvětlivky relací v UML . . . . .	18
4.1	Přístupové cesty třídy UserResource.java . . . . .	36
4.2	Přístupové cesty třídy AdminResource.java . . . . .	37
4.3	Struktura online přenosu OxiData . . . . .	42
4.4	Struktura online přenosu GsrData . . . . .	42
4.5	Odezvy serveru - HTTP statusy . . . . .	44
4.6	Pole pro přenos výkonové spektrální hustoty HRV . . . . .	45
4.7	Pole pro přenos statistických parametrů HRV . . . . .	45
4.8	Datový model aplikace <i>BioSignalClientOXI</i> . . . . .	45
4.9	Datový model aplikace <i>BioSignalClientGSR</i> . . . . .	46
5.1	Statistické údaje měření jednotlivých subjektů . . . . .	54



# Seznam použitých zkratек

**GSR** Galvanická kožní reakce

**ANS** Autonomní nervový systém

**HRV** Variabilita srdečního rytmu

**API** Application Programming Interface

**UML** Unified Modeling Language

**DFT** Diskrétní Fourierova transformace

**FFT** Rychlá Fourierova transformace

**URI** Uniform resource identifier

**UML** Unified Modeling Language

**REST** Representational State Transfer

**JAX-RS** JAVA API for RESTful web services

**ECG** Electrocardiogram

**PPG** Photoplethysmogram

**SNS** Sympatetický nervový systém

**PNS** Parasympatetický nervový systém

**LF** Low frequency

**HF** High frequency

**VLF** Very low frequency



# Kapitola 1

## Úvod

Tele-medicína, nový obor využívající telekomunikaci a informační technologie pro vzdálené zdravotnické služby, zaznamenal v posledních letech značného vzestupu. Nové metody diagnostiky a mobilita potřebných senzorů dnes blaze přispívají k rozvoji různých asistivních, diagnostických a terapeutických technologií. Nedílnou součástí všech těchto aplikací je snímání biologických signálů. V případě terapeutických zařízení se jedná o zpětnou vazbu při aplikování terapie.

Cílem této práce je vytvořit komplexní systém pro monitorování a analýzu biosignálů, který poskytne zpětnou vazbu pro různé terapeutické ale i sebe-reflexní cvičení. Tento systém bude vyhodnocené signály v reálném čase zobrazovat pacientovi a výsledky odesílat na server, kde se uloží do archivu pro pozdější analýzu. Funkcí serveru bude i možnost zobrazení příchozích dat v reálném čase, což zprostředkující terapeutovi vzdálené monitorování pacienta. Tato funkce monitorování tedy osvobodí pacienta od pravidelných návštěv a zprostředuje mu vzdálenou terapii.

Volba vhodných biosignálů reflektujících psychosomatický stav člověka je uvedena v kapitole 2, která dále popisuje i zpracování zvolených biosignálů a metody jejich měření. Třetí kapitola je zaměřena na volbu senzorů a návrh aplikace pro zpracování, zobrazení a odesílání biosignálů. Popisy a demonstrace funkcí serveru jsou obsaženy ve 4. kapitole. Grafické vyjádření funkčnosti celého systému pro několik různých experimentů pak lze nalézt v 5. kapitole. Poslední kapitola je vyhrazena pro zhodnocení a shrnutí celé práce.



# Kapitola 2

## Galvanická kožní reakce a variabilita srdečního rytmu

Tato kapitola se zaměřuje na zvolené biosignály, které byly vybrány na základě terapií, ve kterých se využívají. Volba biosignálů byla provedena s ohledem na jejich výpovědní hodnotu o psychosomatických stavech měřené osoby. Dále byl kladen důraz na dostupnost senzorů, potřebných pro snímání těchto biosignálů, neboť celkový systém má být vhodný i pro běžné uživatele a některé pokročilejší metody snímání by nebyly v domácích podmínkách realizovatelné.

### 2.1 Traumaterapie

Jedná se o metodu osobního rozvoje v oblasti řešení emočních zátěží, špatných pocitů, psychických traumat a fyzických potíží. Terapeuti, provozující podobné terapie, používají mimo jiné léčebné postupy i speciální dechové cvičení, při kterém využívají monitorování variability srdečního rytmu jako zpětnou vazbu.

### 2.2 Neuroterapie

Tato terapie využívá jako prostředek přístroj pro audio-vizuální stimulaci. Jedná se o přístroj, který na základě zvukové a světelné stopy přeladuje frekvenci mozkových vln, které jsou určujícím faktorem pro změnu psychického a fyzického stavu organismu.

Přístroj se snaží přeladit organismus ze stavu únavy do stavu hluboké relaxace, vrcholné koncentrace, navození správného spánkového modelu apod. Technologie může pomoci optimalizovat činnost mozku a celého organismu nebo změnit úroveň psychických a tělesných biorytmů. Během této stimulace terapeuti používají jako zpětnou vazbu monitorování kožně galvanické reakce a činnost srdce.

## 2.3 Autonomní nervový systém

Autonomní nervový systém ANS je částí nervového systému. Ovlivňuje činnost srdečních svalů, hladkých svalů, potních žláz, průměr zornice a další [1]. ANS lze rozdělit do dvou podsystémů. Parasympatický nervový systém převládá, pokud je člověk v klidu a potřebuje akumulovat energii. Snižuje tepovou frekvenci srdce a stimuluje proces trávení. Pokud dojde k zátěži převládá sympatický nervový systém. Ten mobilizuje zásoby energie. Tep i síla stahů se zvyšuje, zvětšují se zornice a průtok krve kosterní a srdeční svalovinou. Vyházenost mezi těmito subsystémy je důležitá pro správnou činnost organismu. Například stres je příčinou určité nevyváženosti v dané situaci. Podle [16] lze pomocí sledování činnosti ANS rozeznávat emoční stavy, dále jeho činnost může ovlivňovat celá řada podnětů, jako je například spánek, nemoc, fyzický pohyb, vzrušení [15].

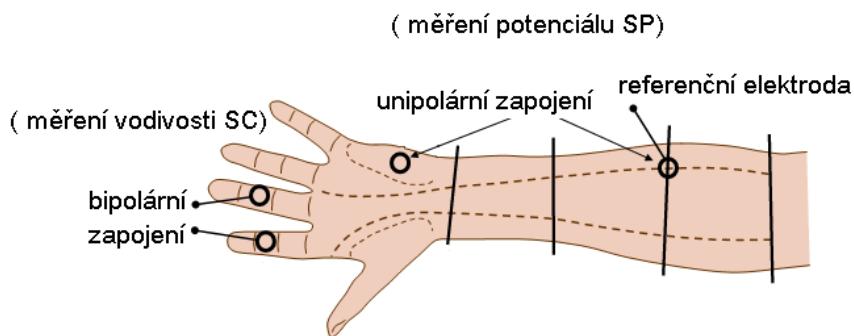
## 2.4 Kožně galvanická reakce

Kožně galvanická reakce z anglického "Galvanic skin response" GSR, označována také jako EDR "electrodermal response" je biosignál reprodukující činnost potních žláz. Činnost potních žláz je řízena sympatickým nervovým systémem, a proto je měření GSR velice vhodné pro monitorování autonomního nervového systému [1].

### 2.4.1 Měření a analýza GSR

Existují dvě používané metody měření. První nejčastěji používaná metoda je měření vodivosti kůže pomocí bipolárního zapojení elektrod. Podle [15] je doporučené připojit elektrody na prsty horních končetin, protože je zde nejvyšší koncentrace potních žláz. Zapojení demonstруje obrázek 2.1. Pro měření je použít zdroj konstantního stejnosměrného

proudů malé hodnoty, který vytvoří na prstech úbytek napětí, ze kterého lze dopočítat vodivost, případně odpor. Druhá metoda spočívá v měření potenciálu na povrchu kůže, za pomoci unipolárního zapojení. Jedna elektroda je zapojena do ”aktivního” místa, kde je vyšší koncentrace potních žláz a druhá referenční na paži podle obrázku 2.1.

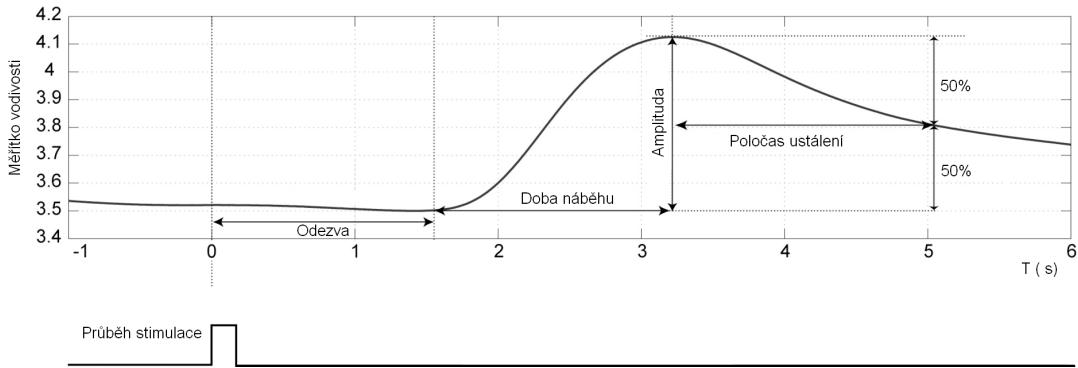


Obrázek 2.1: Rozmístění senzorů při měření GSR

Existují různé metody interpretace biosignálu. Naměřená data jsou zpracována a zobrazena jako odezva na prováděnou stimulaci člověka. Záznam může být měřen ve smyslu vodivost, potom hovoříme o tzv. SCR ”skin conductance response”, anebo jako impedance SRR ”skin resistense response”, viz obrázek 2.2. V této přechodové charakteristice lze odečíst několik parametrů [6]:

- doba reakce na stimulaci
- doba náběhu
- amplituda
- poločas ustálení

Další možnou interpretací je delší záznam průběhu kožní vodivosti/odporu, ve kterém se vyhodnocují ustálené hodnoty, které se označují jako SCL/SRL ”skin cunductance/resistance level” [15][14]. Např. článek [3] ukazuje, že lidé trpící depresí mají při různých emočních stavech hodnotu SRL obecně nižší než zdraví lidé.

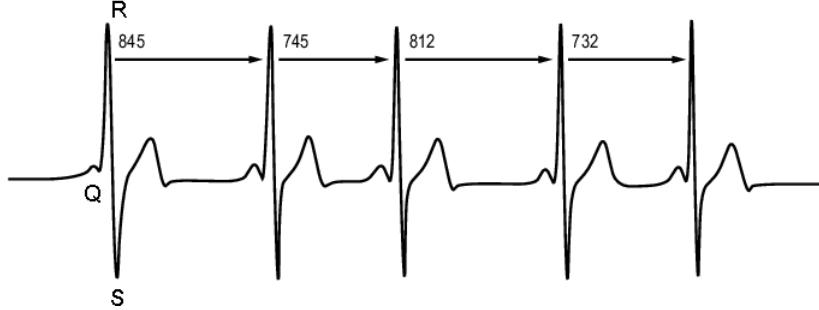


Obrázek 2.2: GSR - odezva na stimulační puls - měření SRR, zdroj: [6]

Dalším druhem analýzy jsou heuristické přístupy založené na extrakci příznaků z průběhu signálu SRR/SCR. Podle [20] lze pomocí vhodně zvolených příznaků získaných analýzou průběhu SSR rozlišovat mezi několika druhy emocí.

## 2.5 Variabilita srdečního rytmu

Srdce jako centrální orgán lidského těla tepe za pomocí elektrické depolarizace srdečních svalů. Aktivitu srdce v jeho různých místech je možné pozorovat na průběhu elektrokardiografu ECG. Pokud se zaměříme na depolarizaci dolních síní srdce, budeme pozorovat křivku známou jako QRS komplex viz. obrázek 2.3. Perioda tlukotu srdce je známá jako R-R interval. Pokud se zaměříme na R-R interval můžeme po několika periodách zaznamenat jistou nepřesnost periody. Tento jev je nazýván jako variabilita srdeční frekvence z anglického HRV "heart rate variability" [13][15]. Jak již bylo naznačeno srdeční frekvenci řídí autonomní nervový systém, a proto HRV věrně monitoruje jeho činnost. Dále může dlouhodobé monitorování pomocí diagnostikovat závažné nemoci srdce, diabetickou neuropatií a jiné podrobně uvedené v [13]. Analýzou HRV lze spolehlivě rozeznávat různé druhy emocí, jak ukazuje [19].



Obrázek 2.3: Měření HRV z QRS komplexů

## 2.5.1 Analýza HRV v časové oblasti statistickými metodami

### 2.5.1.1 SDNN a SDNN index

SDNN a SDNN index určuje směrodatnou odchylku R-R intervalů 5-minutové sekvence měření.

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (RR_n - \overline{RR})^2} [ms], \quad (2.1)$$

kde  $N$  je počet R-R intervalů,  $\overline{RR}$  je aritmetický průměr všech R-R intervalů.

$SDNNindex$  je parametr, který se používá u dlouhodobějších záznamů. Vypočítá se jako průměr  $SDNN$  směrodatných odchylek pro všechny sekvence měření [13].

### 2.5.1.2 SDANN

Tento parametr je vhodné vyhodnocovat pro delší záznamy. Po naměření dat se průběh rozdělí na kratší 5-minutové sekvence a vypočítá se směrodatná odchylka z průměrů R-R intervalů všech sekvencí

$$SDANN = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (\overline{RR}_i - \overline{\overline{RR}})^2} [ms], \quad (2.2)$$

kde  $N$  je počet sekvencí,  $\overline{RR}_i$  je průměr R-R intervalů v  $i$ -té sekvenci a  $\overline{\overline{RR}}$  je průměr všech průměrů R-R intervalů [13].

### 2.5.1.3 RMSSD

Parametr RMSSD udává střední hodnotu diferencí jednotlivých R-R intervalů [13].

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (RR_{n+1} - RR_n)^2} [ms] \quad (2.3)$$

$N$  je počet R-R intervalů.

#### 2.5.1.4 SDSD

Parametr SDSD je dán směrodatnou odchylkou všech diferencí mezi R-R intervaly, které na sebe navazují.

$$SDSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{n=1}^{N-1} (RRdif_n - \overline{RRdif})^2} [ms], \quad (2.4)$$

kde  $N$  je počet R-R intervalů,  $RRdif_n = RR_{n+1} - RR_n$  a  $\overline{RRdif}$  je průměr všech diferencí R-R intervalů na sebe navazujících [13].

#### 2.5.1.5 NN50 a p NN50

Tyto parametry určují počet R-R po sobě jdoucích intervalů rozdílných o více než 50ms,

$$NN50 = \sum_{n=1}^{N-1} [RR_{n+1} - RR_n] > 50ms \quad [-], \quad (2.5)$$

kde  $N$  je celkový počet intervalů. Délka záznamu pro určení NN50 je normalizována na 5 minut [13].  $pNN50$  pak udává percentuální účast intervalů NN50 na celkovém počtu R-R intervalů.

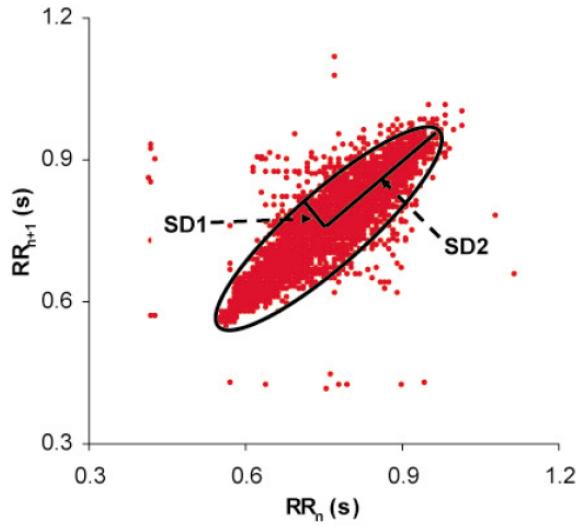
### 2.5.2 Geometrické metody analýzy HRV

Často používaná geometrická metoda analýzy signálu spočívá ve vykreslení délky R-R intervalů do Poincarého grafu. Definujme dva vektory [9].

$$\begin{aligned} RR_n &= (RR_1, RR_2, \dots, RR_{n-1}) \\ RR_{n+1} &= (RR_2, RR_3, \dots, RR_n) \end{aligned} \quad (2.6)$$

Poincarého graf potom zobrazuje všechny dvojice vektorů  $(RR_n, RR_{n+1})$  pro  $n \in \langle 1, N \rangle$ , kde  $N$  je celkový počet R-R intervalů (Obrázek 2.4).

Jednotlivé souřadnice bodů představují současný R-R interval a následující interval normálního rytmu srdce. Pro určení vlastností naměřených dat se používá metoda na-tvarování elipsy do Poincarého grafu. Elipsa má střed v bodě, který odpovídá průměru ze všech zaznamenaných R-R intervalů [8]. Tuto elipsu tvoří vedlejší poloosa označována jako  $SD2$ , vypočítaná jako směrodatná odchylka bodů promítaných na přímce identity



Obrázek 2.4: Poinacerého graf R-R intervalů, zdroj: [18]

$(y = x)$  a hlavní poloosa jak osměrodatná odchylka bodů promítnutých na přímce ( $y=-x$ ), značená jako  $SD1$  [9].

$$SD1 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_1 - \bar{x}_1)^2} \quad (2.7)$$

$$SD2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_2 - \bar{x}_2)^2}$$

Do výpočtů dosadíme vektory  $x_1$  a  $x_2$  vypočtené rotováním  $RR_n$  a  $RR_{n+1}$  o úhel  $\frac{\pi}{4}$ .

$$x_1 = \frac{RR_n - RR_{n+1}}{\sqrt{2}} \quad (2.8)$$

$$x_2 = \frac{RR_n + RR_{n+1}}{\sqrt{2}}$$

Poincarého graf včetně vyznačených parametrů  $SD1$  a  $SD2$  je zobrazen na obrázku 2.4. Podle [18] poměru  $SD1/SD2$  odpovídá poměr krátkodobých a dlouhodobých změn ve variabilitě srdeční frekvence.

### 2.5.3 Analýza HRV ve frekvenční oblasti

Předmětem zkoumání HRV ve frekvenční oblasti je vektor R-R intervalů. Pro rozbor signálu jsou dva přístupy: parametrický a neparametrický. Parametrický přístup hledá na základě

naměřených hodnot autoregresní model, ze kterého lze vykreslit frekvenční charakteristiku. Nalezení takového modelu není jednoduché, vyžaduje vhodnou volbu struktury modelu a počet parametrů, tedy řád modelu. Výhodou tohoto přístupu je však jednoduší zpracování výsledků ve frekvenční oblasti. Druhý neparametrický přístup zpracovává signál pomocí rychlé diskrétní Fourierovy transformace FFT. Tato metoda je velice vhodná pro online zobrazování frekvenční charakteristiky, neboť rychlosť zpracování signálu pomocí FFT je obrovská. Dalším parametrem měření v této oblasti je délka záznamu. Rozlišuje se mezi krátkodobým a dlouhodobým záznamem, respektive 5 minut a 24h [13].

### 2.5.3.1 Parametry ve frekvenční oblasti

Pro určení parametrů signálu HRV se využívá výkonová frekvenční charakteristika. V této charakteristice se určuje výkon na stanovených frekvenčních pásmech [13]:

- ULF výkon v ultra nízkých kmitočtech  $\leq 0.003 \text{ Hz}$
- VLF výkon na velmi nízkých kmitočtech  $0.003 - 0.04 \text{ Hz}$
- LF výkon na nízkých kmitočtech  $0.04 - 0.15 \text{ Hz}$
- HF výkon na vysokých kmitočtech  $0.15 - 0.4 \text{ Hz}$

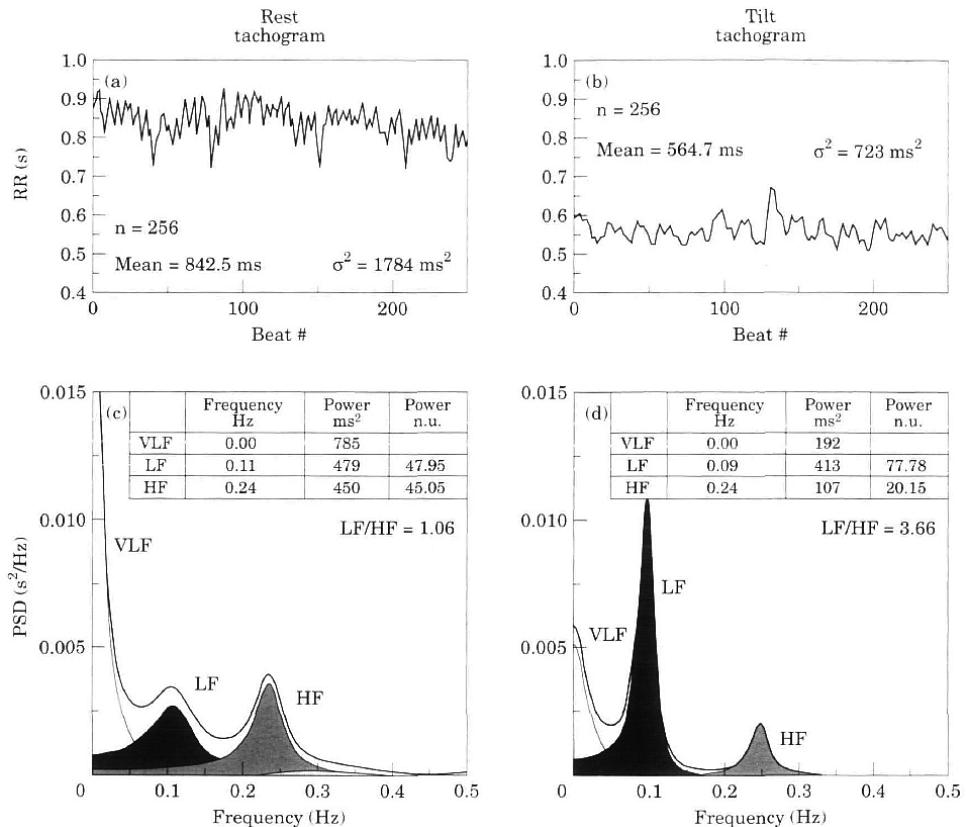
Měření těchto parametrů se obvykle provádí v absolutních hodnotách výkonu ( $ms^2$ ). Podle [13], [11] má na výkon frekvencí v HF vliv parasympatický nervový systém a na výkon spektra LF má vliv jak sympatický, tak parasympatický nervový systém. Vhodné je potom sledovat poměr LF/HF, který nám může částečně vypovídat o vyrovnanosti obou částí autonomního nervového systému. V obrázku 2.5 je zobrazeno HRV v časové oblasti, pro pacienta v klidu (a) a po jeho předklonění (b). Lze sledovat, jak se mění rozptyl  $\sigma^2$  a průměrná hodnota HRV. Dále je na obrázku (c) a (d) výkonová spektrální hustota a parametry VLF, HF, LF a poměr LF/HF. Ze spektrálních charakteristik je patrná změna poměru LF/HF při předklonění pacienta, dále také lze vypozorovat, že při naklonění pacienta výrazně naroste špička v LF spektru, ale výkon přes spektrum LF se naopak sníží viz tabulka (c) a (d) v obrázku 2.5. Proto je vhodné spektrální komponenty LF a HF udávat v normalizovaných jednotkách (n.u.), odstraní se tím také vliv velikosti celkového výkonu spektra. [13]. Normalizované veličiny HF a LF se definují jako:

$$HF_{norm} = \frac{HF}{TF - VLF} 100 \text{ (n.u.)} \quad (2.9)$$

$$LF_{norm} = \frac{LF}{TF - VLF} 100 \text{ (n.u.)}$$

, kde  $HF$  je celkový výkon spektra  $\leq 0.4$  Hz.

Při zpracování signálu je nutné respektovat výskyt popsaných frekvencí volbou vhodného filtru, okna a vzorkovací frekvence. Je také nutné vektor R-R intervalů převzorkovat s pomocí interpolace pro korektní výpočet výkonové spektrální charakteristiky [11]. Komponenty jako je ULF a částečně i VLF se neprojevují při krátkých 5 minutových záznamech. Pro jejich určení je potřeba dlouhý 24 hodinový záznam. Co však tyto komponenty z fyziologického hlediska reprezentují, je vědcům dosud neznámé.

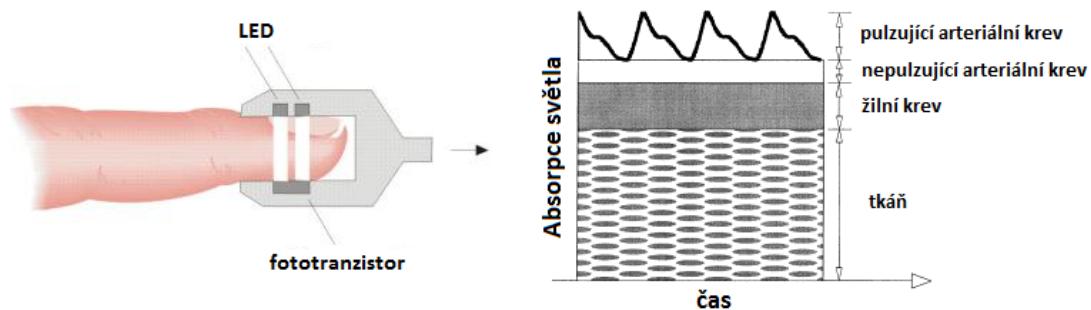


Obrázek 2.5: Zpracování HRV ve frekvenční oblasti, zdroj: [13].

## 2.5.4 Měření HRV pomocí pulsní oxymetrie

Podobný záznam jako z ECG je možné získat i alternativní metodou měření pomocí pulsního oxymetru. Princip spočívá v prosvěcování tkáně, nejčastěji prstu, zdrojem světla a následného snímání neabsorbovaného světla na straně druhé. Takový senzor je znázorněn na obrázku 3.3a vlevo. Jako zdroj světla je použita světlo emitující dioda. Snímačem záření je obvykle foto-tranzistor. Invertovaný průběh proudu generovaný foto-tranzistorem odpovídá velikosti absorbované složky záření. Tato část je závislá na pulzujícím objemu

arteriální krve, která tvoří střídavou složku signálu. Dále je zde stejnosměrná složka způsobená absorpcí tkáně, nepulzující arteriální krve a objemem žilní krve viz. obrázek 3.3a vpravo.

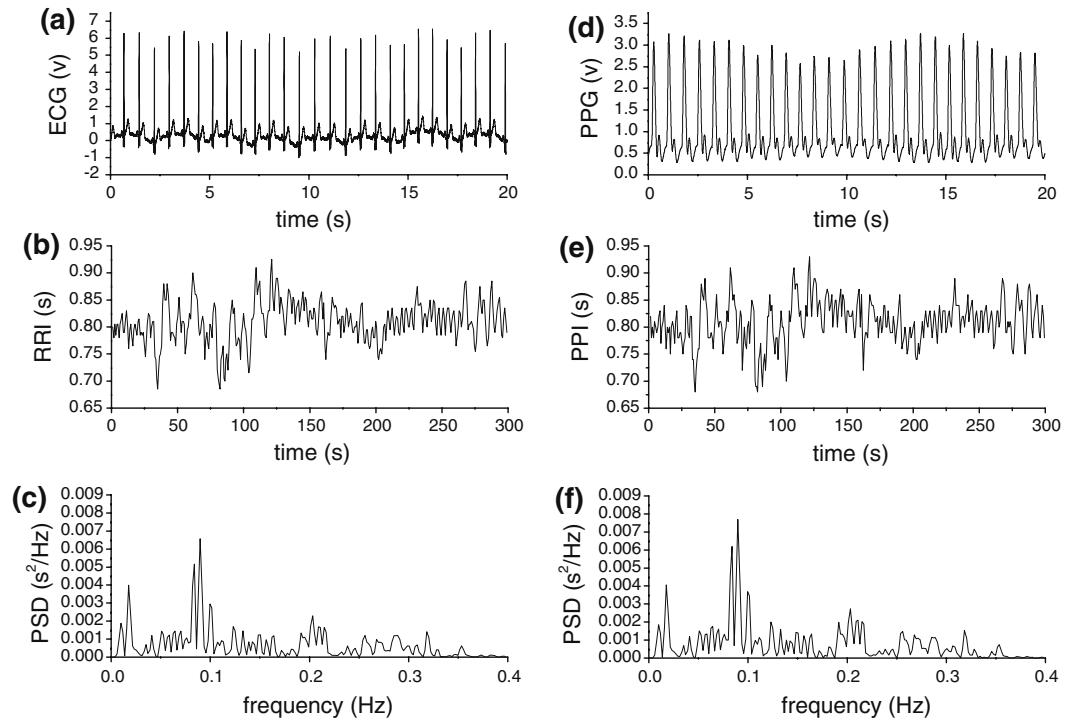


Obrázek 2.6: Pulsní oximetr a absorbce světla tkání

Odfiltrováním stejnosměrné složky dostáváme výsledný průběh označovaný jako PPG "photoplethysmogram". Signál PPG se do jisté míry podobá signálu ECG. Podle článku [10] lze takový průběh použít pro analýzu HRV neboť jejich studie prokázala vysokou míru korelace mezi výsledky zpracování signálů při dlouhodobém záznamu. Článek [12] potvrzuje korektnost použití PPG pro všechny metody analýzy HRV, však upozorňuje na vyšší citlivost na nepříznivé vlivy měření oproti metodě ECG. Signál získaný pulsní oxymetrií je zatížen řadou faktorů ovlivujících jeho kvalitu.

- Velikost amplitudy signálu silně závisí na teplotě prosvětlované tkáně (na studeném prstu je téměř nulová)
- Amplituda signálu je úměrná rozdílu mezi systolickým a diastolickým tlakem
- Signál je velice zatížen pohybovými artefakty
- Nadměrné dýchání deformuje průběh

Na obrázku 2.7 (a) a (d) je uveden záznam signálu z ECG a PPG dále pak získané průběhy R-R špiček a výsledné zpracování HRV ve frekvenční oblasti ve formě výkonové spektrální hustoty. Z průběhů je vizuálně patrné, že druh senzoru nemá zásadní vliv na výsledek měření.



Obrázek 2.7: Porovnání signálu ECG a PPG, zdroj: [12]



# Kapitola 3

## Aplikace pro zpracování a přenos biosignálů

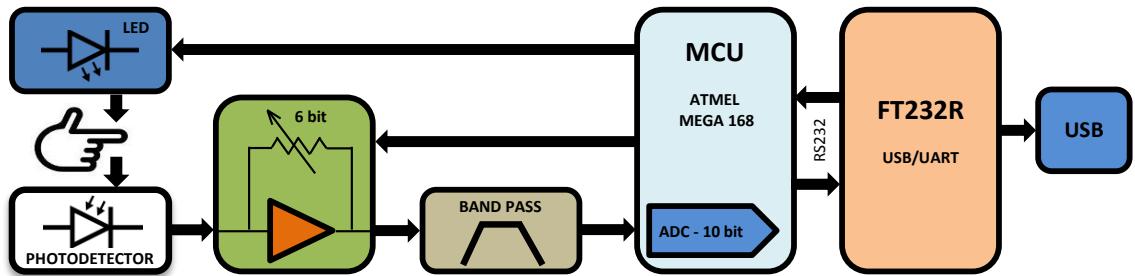
Tato kapitola se zabývá návrhem aplikací pro zpracování signálu ze senzorů. Aplikace jsou naimplementovány v jazyce JAVA a při návrhu bylo využito vývojové prostředí *Eclipse IDE for Java EE Developers*.

### 3.1 Použité senzory

Na základě provedené rešerše literatury byly vybrány senzory pro měření PPG a GSR. Jedná se o prstový pulzní oxymetr a dlaňový senzor kožního odporu. Tyto přístroje zapůjčil výrobce, firma *Happy Electronics s.r.o.*

#### 3.1.1 Pulzní oxymetr

Pulzní oxymetr je zařízení schopné měřit signál PPG a slouží jako monitor srdeční činnosti viz. 2.5.4. Použitý senzor je manžeta vhodná pro připojení na prst ruky viz. obrázek 3.3a. Ze získaného PPG lze detekcí špiček vyhodnotit srdeční frekvenci a HRV. Tento senzor se připojí do počítače pomocí rozhraní USB a je typu Plug and Play. Blokové schéma zařízení je uvedeno na obrázku 3.1.



Obrázek 3.1: Blokové schéma pulzního oxymetru

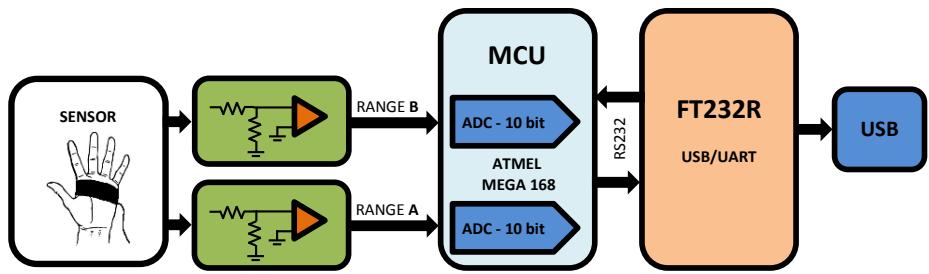
Senzor na prst obsahuje LED na prosvícení tkáně prstu. Na druhé straně prstu je foto-detektor, který zachycuje nepohlcené světlo z tkáně prstu. Tento signál je následně invertován a zesilován pomocí zesilovače s digitálně nastavitelným zesilovacím stupněm. Ten je nastavitelný z důvodu nepříznivých vlivů arteriálního tlaku na amplitudu signálu. Toto zesílení je možné programově měnit v závislosti na aktuální hodnotě amplitudy signálu. Dále je provedena filtrace typu pásmová propust. Výsledný průběh je vzorkován frekvencí  $f_z = 125Hz$  a převeden 10bitovým A/D převodníkem na digitální. Zřízení komunikuje s počítačem po sériové lince s použitím emulátoru FT232R.

### 3.1.2 Senzor GSR

Použitý senzor pro vyhodnocení galvanické kožní reakce, viz. obrázek 3.3b, je bipolárního zapojení pro měření impedance SRR. Elektrody se připevňují na dlaň nebo dva prsty ruky. Blokové schéma měřicího zařízení je na obrázku 3.2. Přístroj měří úbytek napětí při aplikování stejnosměrného proudu do těla měřeného subjektu. Napětí je zesilováno můstkovými zesilovači, se dvěma měřicími rozsahy:

- rozsah A:  $1k\Omega - 100k\Omega$
- rozsah B:  $100k\Omega - 10M\Omega$

Rozsahy jsou zvoleny tak, aby pokryly impedance lidského těla, měnící se vlivem stresu či relaxace. Oba rozsahy jsou zvlášť vzorkovány frekvencí  $f_z = 125Hz$  a zpracovány 10-bitovými A/D převodníky, pro možnost rychlého programového přepínání rozsahu. Přenos dat je opět zprostředkován emulátorem sériového portu FT232R.



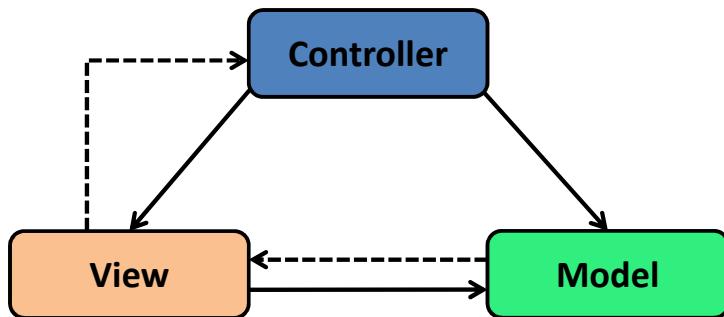
Obrázek 3.2: Blokové schéma měřiče GSR



Obrázek 3.3: Použité senzory: (a) Puzní oxymetr. (b) Senzor GSR

## 3.2 Použitá architektura aplikací

Architektura navržených aplikací je tzv. MVC „Model-View-Controller“. Ta jak název napovídá definuje tři části: „Model“ reprezentuje data a pravidla aplikace, „Controller“ představuje aplikační logiku a obstarává tok událostí a „View“ zobrazuje uživatelské rozhraní na základě dat z části „Model“. Návaznost jednotlivých částí ilustruje následující obrázek 3.4. „Controller“ má přímou vazbu jak na „Model“, aby mohl aktualizovat data, tak i na „View“ pro aktualizaci uživatelského rozhraní. „View“ má přímou vazbu na část „Model“ ze které vizualizuje data. „Model“ může mít nepřímou vazbu na část „View“ za účelem upozorňovat o změně obsahu. Stejným způsobem může „View“ také komunikovat s částí „Controller“ [4].



Obrázek 3.4: Diagram architektury MVC

### 3.3 Aplikace pro zpracování GSR

Pro aplikaci byl vzhledem k její funkci zvolen název *BioSignalClientGSR*. Část jména „Client“ naznačuje, že se bude jednat o program, který bude primárně navržen pro komunikaci se serverem. Hlavní část aplikace však spočívá ve zpracování signálů. Výrobce senzoru, firma *Happy Electronics s.r.o.*, poskytla knihovnu pro komunikaci se zařízením a aplikaci s názvem *GsrAPI* obsluhující základní funkce senzoru, vše implementované v jazyce JAVA. Tato šablona byla tedy využita jako hlavní část aplikace *BioSignalClientGSR*. Návrh této aplikace spočíval tedy pouze v analýze poskytnuté *GsrAPI* a úpravě pro použití v *BioSignalClientGSR*.

#### 3.3.1 Návrh aplikace BioSignalClientGSR

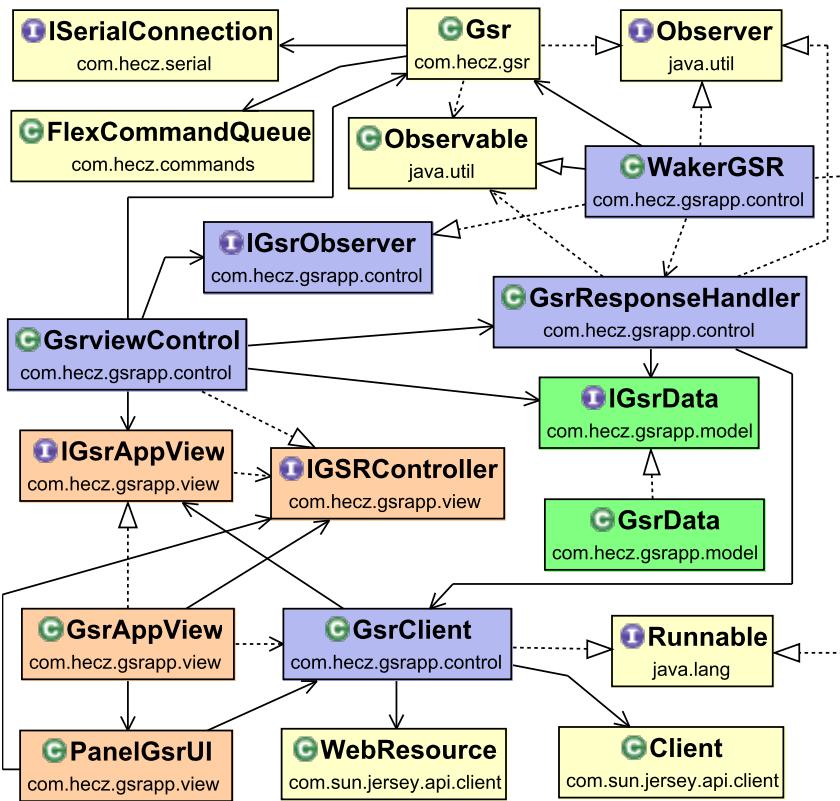
Na obrázku 3.5 je znázorněn diagram navržených tříd podle UML. V Diagramu jsou znázorněny jednotlivé relace mezi třídami. Vysvětlivky relací podle UML lze nálezt v tabulce 3.1.

Tabulka 3.1: Vysvětlivky relací v UML

značka	význam
→	asociace
--->	závislost
--->	realizace
→	zobecnění

V diagramu jsou barevně rozlišeny jednotlivé části aplikace ve smyslu MVC. Pro spojení s měřícím přístrojem a zapouzdření příkazů je využita knihovna *SerialHEAP.jar*.

Do této knihovny patří rozhraní *ISerialConnection*, které zajišťuje spojení se zařízením a třída *FlexCommandQueue*, které zprostředkuje povely pro nastavení připojeného měřiče. Třída *Gsr* je pak zapouzdření této knihovny a provádí s ní na základě požadavků relace, zastupuje tedy plně připojené zařízení.



Obrázek 3.5: Relace tříd v aplikaci *BioSignalClientGSR*

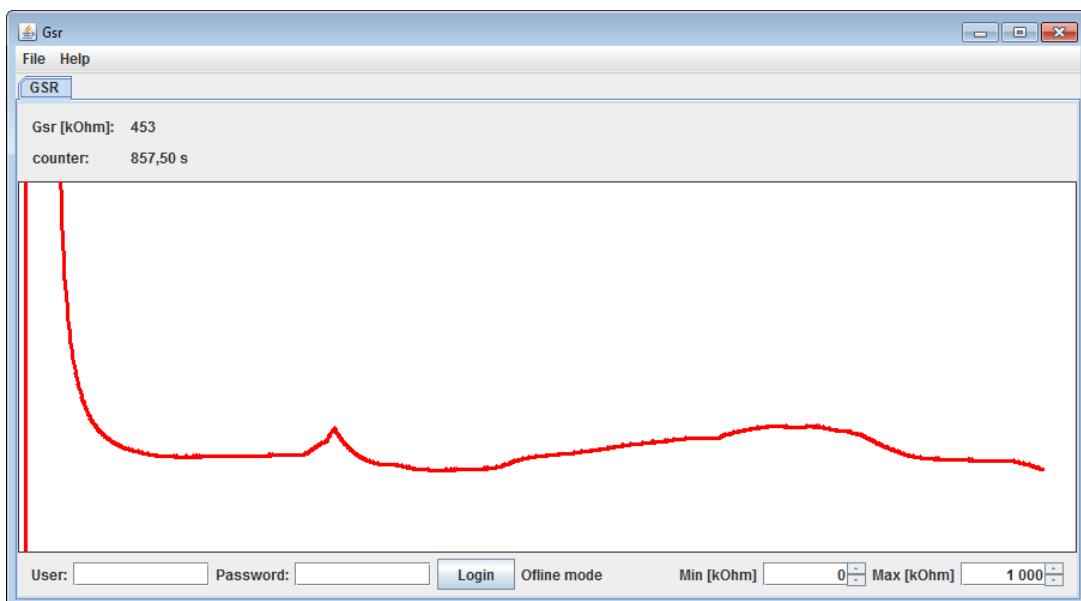
Aplikační část „Controller“ obsahuje tři důležité třídy pro organizaci celé aplikace. *GsrviewControl* obsluhuje povely z uživatelského rozhraní implementováním rozhraní *IGsrAppView* a zajišťuje nalezení senzoru a vytvoření třídy *WakerGSR*, ta má za úkol zpracovat příchozí data. Provádí to implementací rozhraní *Observer*, kterou notifikuje třída *Gsr*. *WakerGSR* také automaticky přepíná rozsah měření. Pro komunikaci s ostatními třídami implementuje rozhraní *IGsrObserver*. *GsrResponseHandler* je třída určená pro přerozdělování událostí zachycených od třídy *WakerGsr*. Využívá rovněž implementace rozhraní *Observer* jako zdroj aktualizací dat, ty potom odešle ke zpracování do části aplikace „Model“ a následně k zobrazení do uživatelského rozhraní „View“. Blok aplikace „Model“ obsahuje třídu *GsrData*, která implementuje rozhraní *IGsrData*. Rozhraní je zavedeno pro snadnou separaci datové části od ostatních. Třída *GsrData* zpracovává přijaté hodnoty A/D převodníku a přepočítává dle zvoleného rozsahu na hodnoty im-

pedance. V části „View“ je implementováno rozhraní *IGsrAppView* pro obsluhu všech funkcí vizualizace asociovaných s částí „Controller“. Veškeré akce vyvolané uživatelským rozhraním jsou pak předány ke zpracování pomocí rozhraní *IGsrController*.

Doposud citované třídy byly z drobnými úpravami použity ze zmiňované *GsrAPI*. Dále však musela být aplikace rozšířena o funkce komunikace se serverem. Pro tyto účely byla zavedena třída *GsrClient*, která získává data od třídy *GsrResponseHandler*. V části *GsrAppView* byly vytvořeny prvky pro zadání uživatelských údajů a výpis informací o stavu komunikace. Jaké prostředky používá třída *GsrClient* a jak probíhá komunikace je uvedeno v následující kapitole v části 4.3.

### 3.3.2 Uživatelské rozhraní aplikace

Uživatelské rozhraní aplikace *BioSignalClientGSR* uvedené na obrázku 3.6 obsahuje několik prvků. Hlavní část je zobrazení průběhu GSR. Jedná se o vykreslování určitého datového okna signálu, které je po naplnění obnovováno. Uživateli je dále zobrazen čas měření a aktuální hodnota kožní impedance. Uživatel může nastavovat rozsah zobrazení hodnot. Důležitým prvkem je formulář umístěný v pravém dolním rohu, ten slouží pro zadání uživatelských údajů potřebných k přihlášení na server. Vpravo od formuláře je pak uživateli zobrazen stav komunikace se serverem.



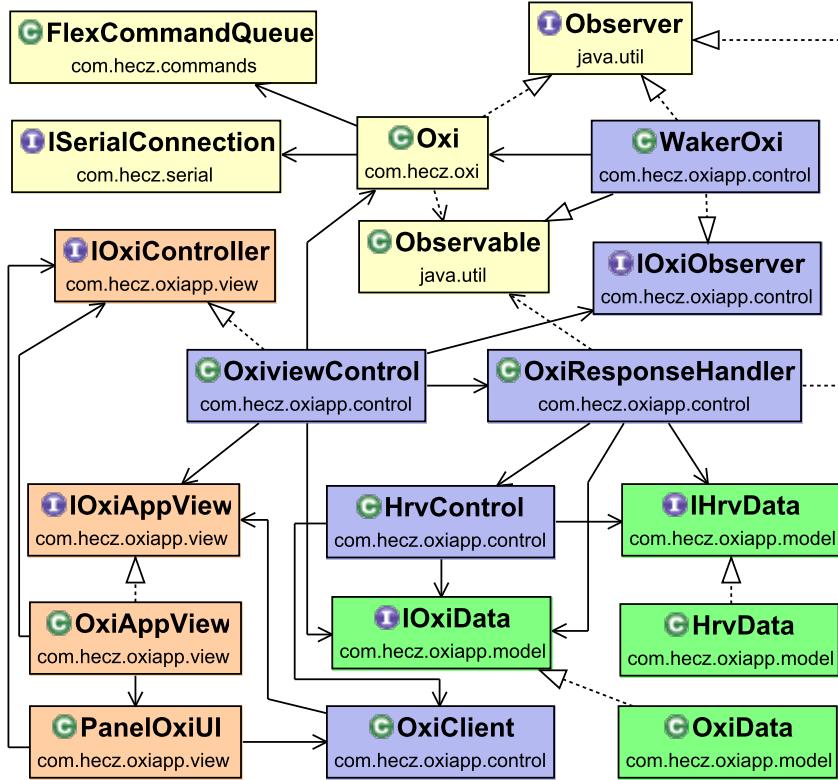
Obrázek 3.6: Uživatelské rozhraní aplikace *BioSignalClientGSR*: Osa  $x$  představuje průběh času a na ose  $y$  je hodnota kožní impedance ( $k\Omega$ )

## 3.4 Návrh aplikace pro zpracování PPG

Druhá aplikace pro zpracování signálů, využívající senzor oxymetr, byla pojmenována jako *BioSignalClientOXI*. Veškeré prostředky poskytující aplikace GsrAPI, byly použity i v tomto návrhu, senzor oxymetr má totiž stejné rozhraní jako senzor GSR. Aplikace GsrAPI byla tedy modifikována pro použití na zpracování dat z přístroje pulzní oxymetr. Dále se tedy v popisu funkčnosti aplikace *BioSignalClientOXI* omezíme pouze na ty části, které jsou odlišné.

### 3.4.1 Struktura aplikace BioSignalClientOXI

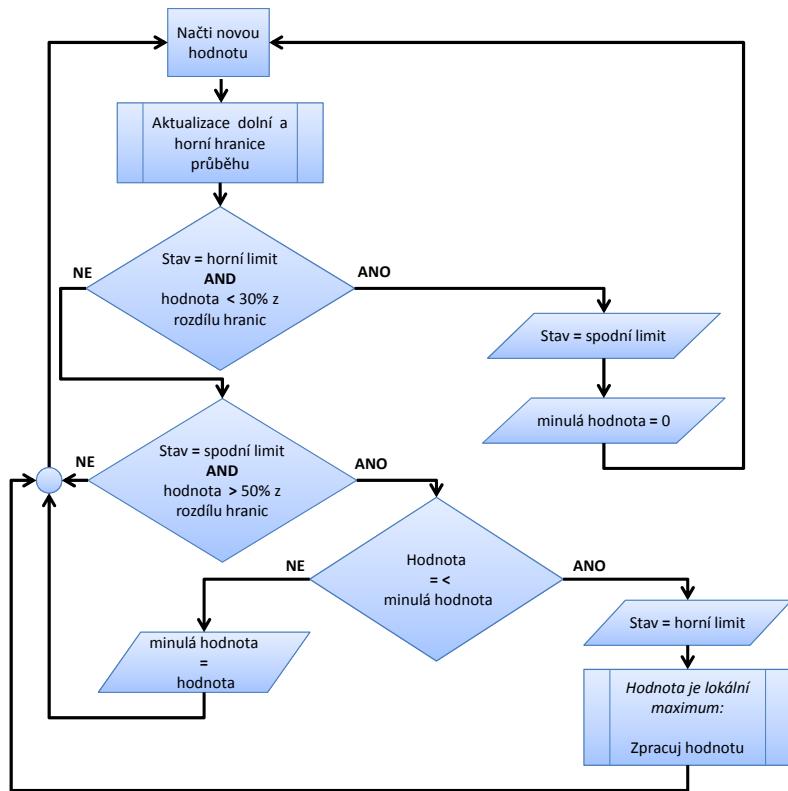
Diagram navržených tříd podle UML je znázorněn na obrázku 3.7. Komunikace mezi základními třídami je obdobná jako v případě GsrAPI. Opět jsou přenášena data z A/D převodníku, v tomto případě však signál PPG. Tuto proceduru zajišťuje *WakerOXI* za chytáváním událostí ze třídy *Oxi*. V tomto případě však není nutné přepínat rozsahy. Jinou funkcí této třídy je posílat příkazy pro změnu zesílení signálu. V části aplikace „Model“ je třída *OxiData*, která obsahuje algoritmy pro zpracování hodnot z A/D převodníku a zajišťuje zesilování signálu. Signál PPG získaný z A/D převodníku je po startu aplikace zesílen a předán detektoru špiček. Pomocí detekovaných špiček je vypočtena srdeční frekvence a HRV. Aktuální hodnoty jsou ukládány do paměti a dále předány třídě *HrvData* pro další zpracování. Důležitou částí aplikace je třída *OxiClient*, která opět zajišťuje komunikaci se serverem. Podrobný popis komunikace je uveden v části 4.3.



Obrázek 3.7: Relace tříd v aplikaci *BioSignalClientOXI*

### 3.4.2 Detekce špiček signálu PPG

Abychom mohli dále zpracovávat signál PPG je nutné použít detektor špiček. Rozdíly časů, ve kterých byla detekována špička, jsou interpretovány jako perioda srdeční frekvence. Tyto časové rozdíly jsou definovány jako R-R intervaly, které jsou jistým měřítkem variability srdeční frekvence. Přesnost detekce jednotlivých špiček je tedy pro celé zpracování signálu rozhodující. Před vlastním detekováním špiček je ale nutné nastavit předem definovanou amplitudu PPG, která by měla být pokud možno vždy konstantní. Skutečnost, že se amplituda signálu může měnit je zapříčiněna přímo podstatou funkce pulzní oxymetrie 2.5.4. Světelná propustnost tkáně je u každého subjektu jiná, zejména z důvodu různého prokrvení a teploty v místě měření. Proto je důležité před započetím měření signál zesílit na požadovanou mez. Aplikace provede nejprve automatické zesílení v hardwarové části na nejvyšší možnou amplitudu signálu. V dalším kroku je amplituda signálu ještě upravena softwarově pro dosažení požadovaných mezd. Následně je signál předán ke zpracování algoritmu detekující špičky. V návrhu detektoru bylo využito předpokladu že jednotlivé impulzy PPG signálu, po sobě následující, se podobají. Vývojový diagram

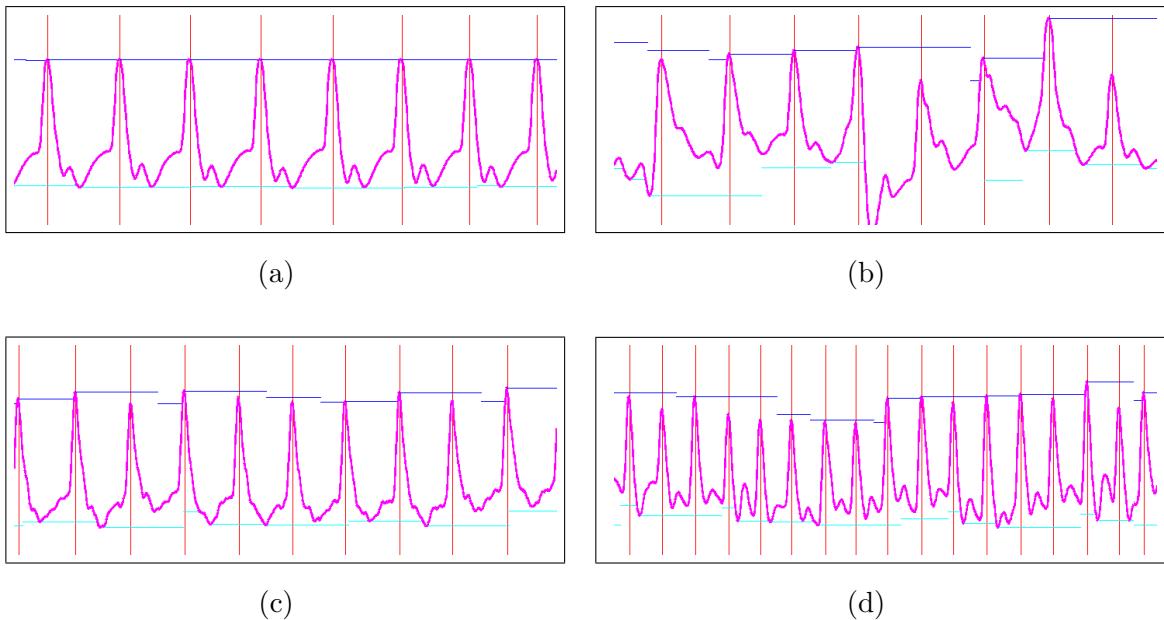


Obrázek 3.8: Vývojový diagram detektoru špiček signálu PPG

algoritmu je uveden na obrázku 3.8. Na začátku procesu je načtena hodnota získaná filtrovací dat z A/D převodníku senzoru. V dalším kroku je provedena procedura pro nalezení spodní a horní hranice amplitudy PPG signálu. Tento krok je zásadní pro správnou funkci celého algoritmu, neboť rozkmit signálu se může vlivem pohybových a jiných artefaktů měnit. Algoritmus pak rozlišuje, zda je průběh ve stavu kdy se čeká na horní limit, nebo spodní limit impulzu PPG signálu. Ve stavu kdy proces čeká na horní limit impulzu se hledá lokální maximum, které je pak stanoveno jako špička PPG signálu.

### 3.4.2.1 Kvalita detekce

Přesnost detekce špiček signálu PPG je částečně závislá na výskytu pohybových artefaktů. Pokud má měřený subjekt nízký tlak, nebo je prochladený, vykazuje signál PPG nižší amplitudu. V těchto případech je nutné signál značně zesilovat a tím se citlivost na pohybové artefakty zvyšuje. Jak algoritmus detekuje špičky při různých povahách signálu je uvedeno na obrázku 3.9, snímky byly pořízeny z uživatelského rozhraní aplikace. Horizontální čáry představují aktuálně vypočtené hranice signálu a vertikální červené čáry signalizují detekované špičky.



Obrázek 3.9: Detekce špiček PPG: (a) Subjekt je v klidu. (b) PPG zatíženo pohybovými artefakty. (c) Subjekt má prochladlou tkáň, signál je po velkém zesilování zkreslený. (d) PPG zatíženo nadměrnými nádechý

### 3.4.3 Zpracování HRV statistickými metodami

Pro potřeby zaznamenávat statistické údaje z měření HRV byly implementovány funkce pro získání nejdůležitějších parametrů uvedených v části 2.5.1. Jedná se o parametry:

- SDNN - směrodatná odchylka R-R intervalů
- SDSD - směrodatná odchylka diferencí mezi intervaly
- RMSSD - střední hodnota délky R-R intervalu
- pNN50 - percentuální počet intervalů navazujících s variabilitou  $> 50ms$

Pro výpočet parametrů bylo zavedeno datové pole obsahující jednotlivé R-R intervaly, které dynamicky zvětšuje svoji kapacitu s příchodem nového R-R intervalu. Samostatný výpočet parametrů je prováděn vždy po příchodu deseti nových vzorků a zobrazen přímo uživateli. Algoritmy pro výpočet parametrů obsahuje třída *HrvData* v sekci „Model“ a jsou volány cyklicky třídou *HrvControl* viz. diagram 3.7. Tato třída má přiděleno nové vlákno z důvodu výpočetního zatížení.

### 3.4.4 Vyhodnocení HRV ve frekvenční oblasti

Jak již bylo zmíněno v kapitole 2, tak zřejmě nejlepší informace o stavu autonomního nervového systému nám poskytují právě parametry HRV ve frekvenční oblasti. Pro vyčíslení frekvenčních parametrů uvedených v 2.5.3.1, je nutné vypočítat výkonovou spektrální hustotu, ze které budeme integrovat plochy jednotlivých subpásů. Pro tyto účely byla naimplementována řada metod do třídy *HrvData*. Postup lze rozdělit do několika kroků:

1. Aktualizace datového pole R-R intervalů
2. Převzorkování vektoru pevnou zvorkovací periodou
3. Výpočet výkonové spektrální hustoty
4. Separace frekvencí do subpásů

Jako základ pro celý proces zpracování je akumulování naměřených R-R intervalů do datové struktury. Pokud chceme pozorovat aktuální změny parametrů získané z frekvenční oblasti musí být datové pole aktualizováno a historická data zapomínána. Délka datového okna byla zvolena dle standardů pro pozorování parametrů ve frekvenční oblasti dle [13], ta je pro krátkodobá měření 4 až 5 minut. Metoda posouvání datového okna je i výhodná z hlediska výpočetního času potřebného pro zpracování signálu.

#### 3.4.4.1 Převzorkování signálu konstantní periodou

Získaný průběh R-R intervalů detekcí špiček PPG má vzorkovací frekvenci řízenou činností srdce měřeného subjektu a pochopitelně je variabilní. Nutností pro další zpracování je tuto posloupnost R-R intervalů převzorkovat konstantní periodou. Volba vzorkovací periody musí být zohledněna výskytem možných frekvencí. Maximální frekvence signálu je dána maximální změnou tepové frekvence měřeného subjektu. Vyjdeme tedy z teorie o maximální tepové frekvenci člověka podle Haskell a Foxe 3.1.

$$HR_{max} = 220 - \text{věk} \quad [1/min] \quad (3.1)$$

Pokud tedy budeme např. uvažovat tep novorozence, je nejnižší možná perioda originálního signálu:

$$T_{min} = \frac{60}{220} = 0.2\overline{7}\overline{2} \quad [s] \quad (3.2)$$

Periodu vzorkování lze tedy zvolit  $T < T_{min}$ . Pro zaznamenání nového převzorkovaného signálu bylo založeno datové pole s konstantní časovou periodou vzorků  $T = 0.25s$ . Pro

vyplnění nového datového pole provedeme kubickou interpolaci. Definujme dvě funkce  $y$  a  $z$ , kde  $y = f(x)$  je funkce s variabilní periodou vzorků a  $z = g(\bar{x})$  je funkce interpolovaná. Pro nový vzorek  $\bar{x}$  z funkce  $z$  nalezneme ve funkci  $y$  čtyři sousední vzorky 3.4 podle předpisu 3.3

$$x_0 < x_1 < \bar{x} < x_2 < x_3 \quad (3.3)$$

$$y_0 = f(x_0), y_1 = f(x_1), y_2 = f(x_2), y_3 = f(x_3) \quad (3.4)$$

Dále potom definujeme koeficienty 3.5 polynomu 3.6

$$a_0 = y_3 - y_2 - y_0 + y_1, \quad a_1 = y_0 - y_1 - a_0, \quad a_2 = y_2 - y_0, \quad a_3 = y_1 \quad (3.5)$$

$$g(\bar{x}) = a_0 t^3 + a_1 t^2 + a_2 t + a_3, \quad (3.6)$$

kde  $t = \frac{\bar{x} - x_1}{x_2 - x_1}$ . Tímto postupem získáme nový signál R-R intervalů, který již bude mít pevnou vzorkovací frekvenci  $F_s = 4Hz$

### 3.4.4.2 Výpočet výkonové spektrální hustoty HRV

Abychom získali výkonovou spektrální hustotu, musíme provést diskrétní Fourierovu transformaci. Jako prostředek pro výpočet DFT nám poslouží algoritmus FFT. Implementace tohoto algoritmu byla použita z knihovny *Jtransforms* [2]. Vstupním parametrem je délka FFT, ta musí vyhovovat podmínce  $N = 2^k$ , kde  $k$  je přirozené číslo.  $N$  se volí vždy nejblíže vyšší k počtu vzorků transformovaného signálu, kde zbytek je doplněn o nulové hodnoty [7]. Protože aplikace bude průběh zobrazovat hned od minimálního počtu bodů, je délka transformace závislá na aktuálně vyplněném datovém poli. Maximální velikost pole je ale dána délkou datového okna. Nejbližší počet vzorků  $N = 1024$  byl zvolen, aby vyhovoval rozsahu délky datového okna  $t$  (4 - 5 min) dle rovnice 3.7.

$$t = \frac{N}{F_s} = \frac{1024}{4} = 256 \text{ [s]} \quad (3.7)$$

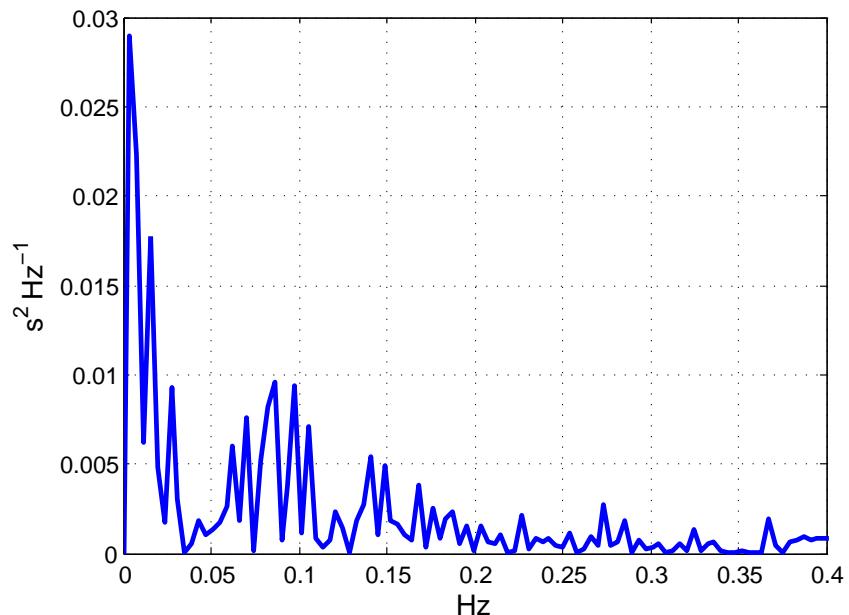
Z knihovny byla použita funkce pro výpočet jednorozměrné dopředné FFT, počítající pouze kladnou část spektra. Z výstupu transformace dostáváme reálné a imaginární koeficienty spektra, které převedeme na výkonovou spektrální hustotu PSD a normalizujeme podle rovnice 3.8

$$PSD(k) = \frac{Re(k)^2 + Im(k)^2}{NF_s} \text{ [s}^2\text{Hz}^{-1}\text{]} \quad (3.8)$$

Pro správnou interpretaci vzorků ve smyslu vertikální osy vypočteme frekvenční bin podle vztahu 3.9.

$$\Delta f = \frac{F_s}{2(N - 1)} \quad [Hz] \quad (3.9)$$

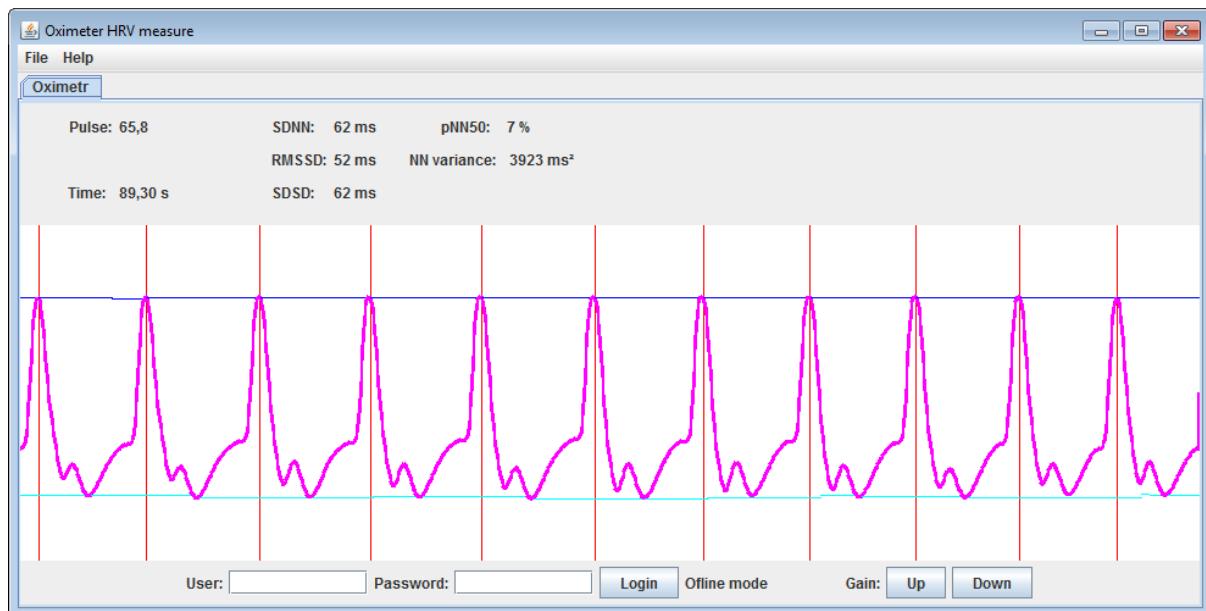
Z výsledné PSD pak lze jednoduše určit plochy jednotlivých frekvenčních pásem. Jedná se o parametry ULF, VLF, LF, HF, jejichž jednotlivé rozsahy frekvencí jsou uvedeny v 2.5.3. Příklad výsledné PSD pro délku FFT  $N = 1024$  při 4-minutovém záznamu signálu je uveden na obrázku 3.10.



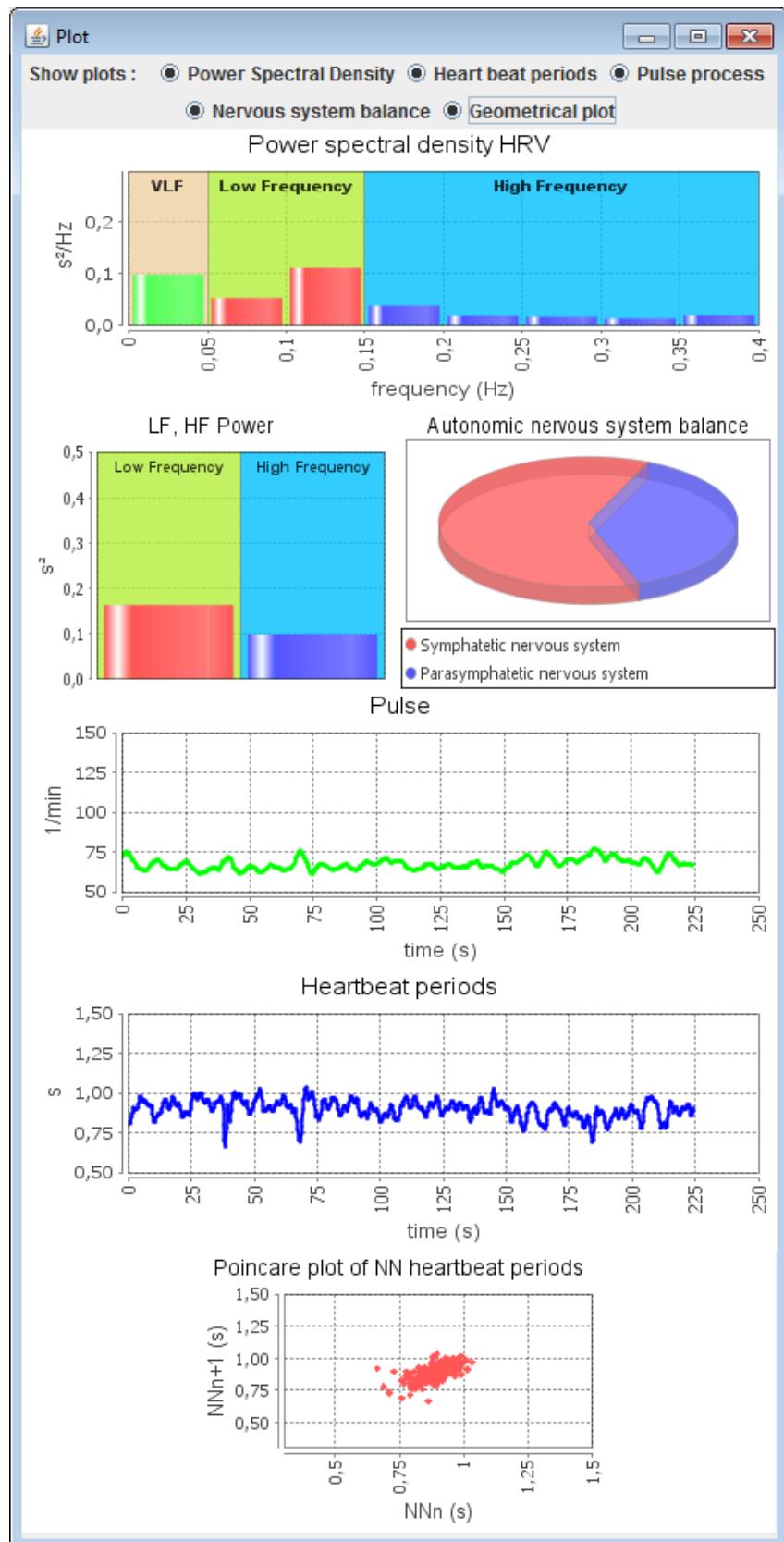
Obrázek 3.10: Výkonová spektrální hustota HRV

### 3.4.5 Uživatelské rozhraní aplikace

Hlavním prvkem základního uživatelského rozhraní aplikace (obrázek 3.11) je monitor signálu PPG. Uživateli je zobrazován signál PPG v reálném čase. Monitor dále označuje detekované špičky signálu vertikálními čarami a rozkmit amplitudy horizontálními čarami. V dolní části rozhraní má uživatel stejný formulář pro uživatelské údaje jako v případě rozhraní *BioSignalClientGSR*. Uživatel může i ručně ladit zesílení signálů. V horní části rozhraní je pak panel zobrazující hodnoty srdeční frekvence, doba měření a statistické parametry SDNN, RMSSD, SDSD, pNN50 a rozptyl HRV. Druhou částí uživatelského rozhraní je panel vizualizace zpracovaného signálu HRV, ten je na obrázku 3.12. Uživatel si může zobrazit časový vývoj srdeční frekvence a R-R intervalů, Poincarého zobrazení R-R intervalů, výkonovou spektrální hustoty HRV v podobě sloupcového grafu a vyváženost frekvenčních parametrů LF a HF.



Obrázek 3.11: Uživatelské rozhraní aplikace *BioSignalClientOXI*



Obrázek 3.12: Panel vizualizace zpracováných signálů



# Kapitola 4

## Realizace serverové části

Tato kapitola popisuje celkové řešení serveru a rozšíření aplikací pro zpracování signálů o části klient. Navržený webový server obsluhuje připojené klienty a přijímá zpracovaná data ze senzorů. Obsahuje funkce pro načtení průběhů z databáze každého uživatele, ale i zprostředkuje vzdálený online monitoring aktuálně probíhajícího měření. Serverová aplikace je naimplementována v jazyce JAVA a je řízena uživatelským webovým rozhraním napsaným v jazyce JavaScript. Při návrhu byla využita architektura REST, která umožňuje standardizovaný přístup ke zdrojům.

### 4.1 Prostředky použité pro vývoj aplikace

#### 4.1.1 Vývojové prostředí a web server

Pro vývoj celé aplikace byl využit software *Eclipse IDE for Java EE Developers*, kde byl založen nový projekt typu *Dynamic Web project*. Projektu byl přiřazen JAVA webový server Apache Tomcat 6.0, který obsahuje tyto hlavní části:

- Catalina - implementuje JAVA třídu servlet a technologii Java server pages
- Coyote - vyřizuje požadavky připojených klientů pomocí protokolu HTTP 1.1
- Jasper - kompiluje JSP soubory pro spuštění v části Catalina

### 4.1.2 Architektura REST

REST je výhodné používat v datově orientovaných aplikacích. Architektura byla poprvé publikována v disertační práci [5]. Rozhraní RESTu je založeno na protokolu HTTP a umožnuje přístup ke zdrojům na serveru. Každý ze zdrojů má vlastní identifikátor URI. REST implementuje čtyři základní metody pro přístup ke zdrojům:

- GET - základní metoda pro získání zdroje
- POST - metoda pro vytvoření nového zdroje
- PUT - metoda pro aktualizaci zdroje
- DELETE - smazání zdroje

### 4.1.3 Specifikace JAX-RS a Jersey API

JAX-RS je specifikace JAVA API pro RESTové webové aplikace. Cílem této specifikace je poskytnout různé API pro snadný vývoj aplikací založených na architektuře REST. V tomto projektu byla použita referenční implementace JAX-RS zvaná Jersey. Tato implementace obsahuje jak API pro snadnou implementaci serverové části, tak i API které umožňuje připojení a komunikaci s RESTovou aplikací.

### 4.1.4 AJAX a formát JSON

AJAX je zkratka pro asynchronní JavaScript a XML. Tato technologie spojuje několik technik pro vývoj webové služby. Primárně využívá pro vizualizaci dynamický programovací jazyk JavaScript a jako přenosový protokol HTTP. Technologie AJAX umožňuje aktualizovat určitou část webový stránek bez nutnosti znova nahrávat celý obsah, tím že kontaktuje server a získá potřebná data. Zde hraje roli formát XML pro přenášení potřebných dat. XML je v poslední době čím dál více nahrazováno novým formátem JSON, který AJAX také podporuje. Formát JSON je používán pro serializaci datových struktur a objektů a je velice vhodný na síťové přenosy. Oproti XML je datově efektivnější, neboť neobsahuje tak velké množství značek a atributů. V jeho struktuře lze jednoduše číst, neboť obsahuje páry *název/hodnota*.

#### 4.1.5 Google Visualization API

Jako prostředek pro grafický výstup naměřených dat byl použit nástroj *Google Chart Tools* volně dostupný v tzv. *Google Visualization API* vyvíjené společností Google. Jedná se o nástroj pro vizualizaci dat s velkou knihovnou typů zobrazení. Knihovna nabízí grafy, tabulky a různé ovládací prvky. Grafy jsou interaktivní a jsou vykreslovány pomocí technologie HTML/SVG. Data jsou shromažďována pomocí JavaScriptu do definovaných struktur a je možné připojit externí zdroje, kde pomocí AJAXu a formátu JSON můžeme data aktualizovat a vykreslovat bez nutnosti načítání stránky. Díky těmto vlastnostem je nástroj velice vhodný pro online zobrazování dat.

### 4.2 Návrh aplikace BioSignalMonitor

#### 4.2.1 Nastavení aplikace

Před samotným implementováním webové aplikace je nutné nastavit ve vlastnostech projektu, že bude použita specifikace JAX-RS. Aby bylo možné využívat REST webové služby je nutné modifikovat také soubor web.xml, kde se nadefinuje servlet, který bude požadavky zpracovávat. Třída pro servlet byla použita z knihovny Jersey. Dále je v souboru důležité nastavit mapování aplikace. Zde byl nadefinován nový balík s názvem *com.hecz.server.servlet.resources*, který bude obsahovat třídy pro operace se zdroji. Pro přístup k servletu je také nutné definovat cestu, zvolena byla: */tools/\**. Kompletní cesta ke službám webového serveru je nyní *ipserveru:cisloportu/BSM/tools/\**, kde zkratka *BSM* znamená, že na serveru volám aplikaci *BioSignalMonitor*.

#### 4.2.2 Struktura aplikace

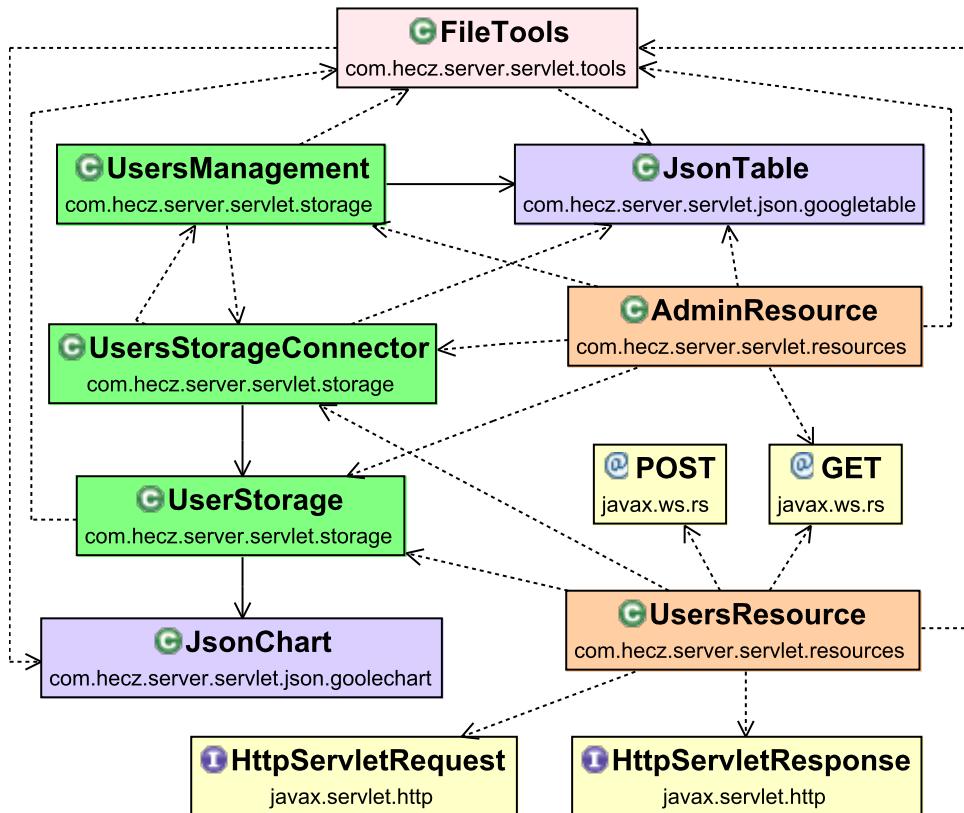
Organizování aplikace je navrženo dle architektury MVC. Datová Část „Model“ obsahuje tři balíky:

- *com.hecz.server.servlet.storage* - obsahuje třídy pro přidělování paměti uživatelům
- *com.hecz.server.servlet.googlechart* - obsahuje datové struktury pro ukládání průběhů
- *com.hecz.server.servlet.googletable* - obsahuje datové struktury databáze uživatelů

Třídy, které plní funkci Controller obsahuje balík:

- *com.hecz.server.servlet.resources* - třídy definující obsluhu zdrojů

Jednotlivé třídy společně s uvedeným balíkem a jejich relace jsou uvedeny v obrázku 4.1.



Obrázek 4.1: Relace v serverové aplikaci BiosignalMonitor

Poslední částí aplikace tzv. View, poskytuje webové uživatelské rozhraní a jedná se o HTML stránky používající technologii AJAX, pro dynamické zpracování a zobrazení událostí. Soubory jsou uloženy v části WebContent, která obsahuje dvě části. První část poskytuje administrátorské funkce:

- *admin/database.html* - stránka nabízející kompletní přehled uživatelů a jejich naměřených dat, zpracovává povely uživatele a zajišťuje volání veškerých funkcí serveru.
- *admin/chartexplorer.html* - zajišťuje grafický výstup konkrétního naměřeného průběhu
- *admin/online.html* - poskytuje funkci online zobrazovat aktuálně měřené průběhy uživatele

Druhá část zajišťuje klientům funkci prohlížet jejich průběhy z databáze:

- *client/userdatabase.html* - stránka nabízející přehled naměřených dat
- *client/chartexplorer.html* - zajišťuje grafický výstup konkrétního naměřeného průběhu

### 4.2.3 Zabezpečení

Aby bylo zamezeno neoprávněnému přístupu ke zdrojům serveru, bylo navrženo zabezpečení zajišťující autorizaci uživatelů. Pro tyto účely bylo využito funkcí filtrů z knihovny *javax.servlet.Filter*. Pro autorizaci uživatelů bylo využito z protokolu HTTP a metoda Basic Authorization. Uživatelské jméno a heslo jsou kódovány pomocí Base64 a rozšiřují hlavičku HTTP request, ta má poté například následující strukturu:

```
GET /tools/ HTTP/1.1
Host: localhost:8080
Authorization: Basic aHR0cHdhdGNoOmY=
```

Díky použití filtrů je možné na definovat uživatelské role a jejich oprávnění k přístupu. Byla tedy na definována role *Admin* a *Client*. Nastavení oprávnění bylo provedeno přidáním bezpečnostních podmínek do souboru *web.xml*. Uživatelům s oprávněním *Admin* byl nastaven přístup k zdrojům serveru jež obsluhuje třída *AdminResource* a veškerým vizuálněním nástrojům z části *admin*. Uživatelům s rolí *Client* je povoleno pouze nahlížení do jejich vlastní databáze průběhů (část vizualizace *client*) a nahrávání dat do databáze pomocí třídy *UserResource*.

### 4.2.4 Přístup ke zdrojům

Hlavní balík, který jsme definovali pro obsluhu zdrojů obsahuje dvě třídy. První třída *UsersResource* je navržená pro obsluhu požadavků uživatele s přístupovými právy typu *Client*. Tento uživatel se k serveru připojuje jednak prostřednictvím aplikace BioSignalClient za účelem ukládání probíhajícího měření, nebo pomocí webového rozhraní pro nahlížení do databáze naměřených průběhů. Pro tyto účely má třída zadefinované různé přístupové cesty viz. následující tabulka 4.1. Zadání této cesty musí vždy předcházet adresa servletu obsluhujícího požadavky *ipserveru:cisloportu/BSM/tools/\**.

Tabulka 4.1: Přístupové cesty třídy UserResource.java

cesta	význam
<i>client/user</i>	Vrátí tabulku všech naměřených průběhů konkrétního uživatele
<i>client/oxidata/{date}</i>	Vrací naměřená data všech průběhů nahraných z aplikace <i>BioSignalClientOXI</i> , načtením souboru z databáze, odpovídající identifikátoru <i>{date}</i> , který představuje přesný datum měření
<i>client/gsrdata/{date}</i>	Vrací naměřená data z aplikace <i>BioSignalClientGSR</i> , načtením souboru z databáze, podle identifikátoru <i>{date}</i>
<i>client/statistics/{data}</i>	Vrátí tabulku statistických údajů z naměřených průběhů, načtením souboru z databáze podle identifikátoru <i>{date}</i>
<i>client/{date}/GsrData.csv</i>	Vygeneruje soubor <i>GsrData.csv</i> s naměřenými daty z aplikace <i>BioSignalClientGSR</i>
<i>client/{date}/OxiData.csv</i>	Vygeneruje soubor <i>OxiData.csv</i> s naměřenými daty z aplikace <i>BioSignalClientOXI</i>
<i>client</i>	Přijímá příchozí požadavky z aplikace BioSignalClient poslané metodu POST a vrací pouze status informující o zpracování požadavku

Druhou třídou z balíku pro obsluhu zdrojů je AdminResource, ta je určena pro funkce poskytované uživateli s Administrátorskými právy. Obsluhuje požadavky pro nahlízení do naměřených průběhů všech uživatelů. Poskytuje seznam aktuálně připojených uživatelů, včetně možnosti sledování jejich měření online. Výčet přístupových cest je uveden v tabulce 4.2.

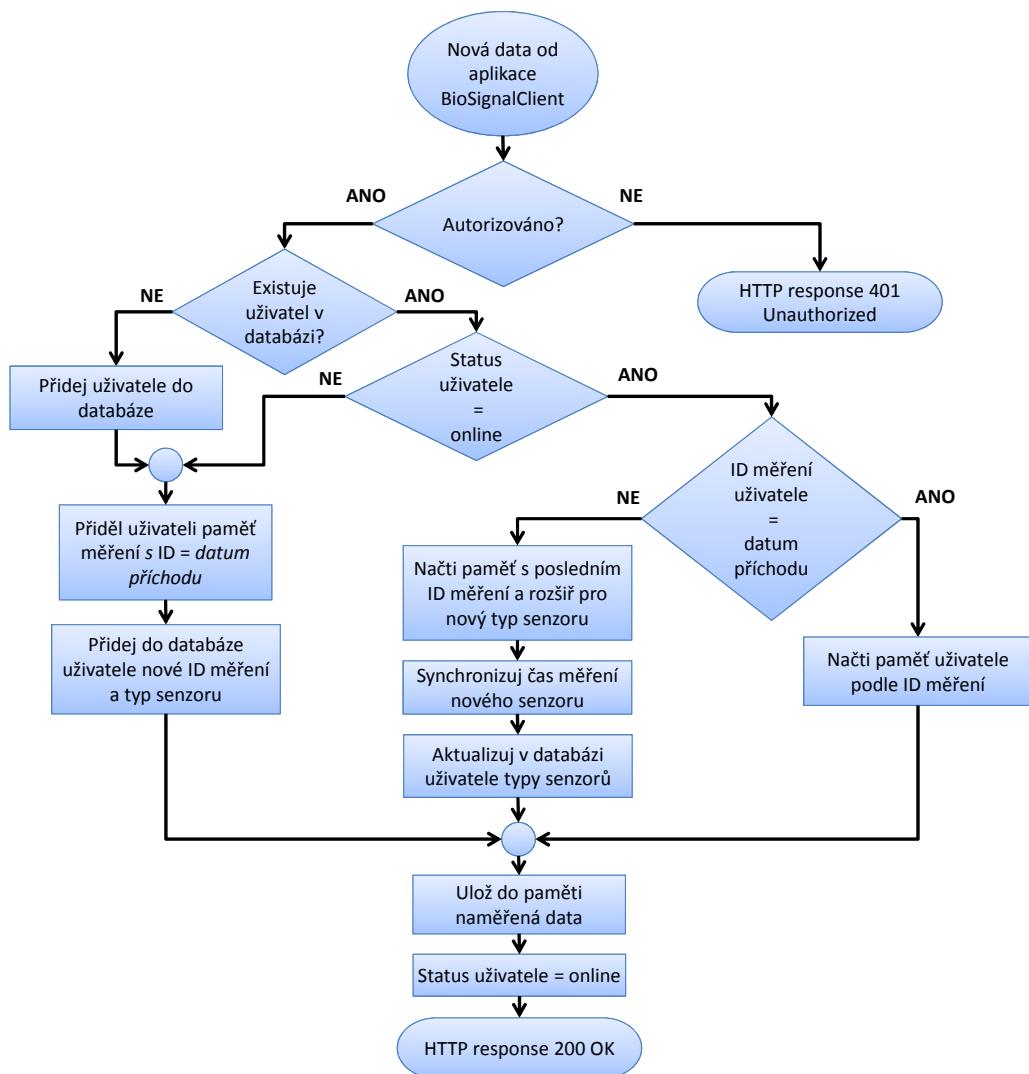
Tabulka 4.2: Přístupové cesty třídy AdminResource.java

cesta	význam
<i>admin/allusers</i>	Vrátí tabulku všech uživatelů
<i>admin/user/{user}</i>	Vrací tabulku naměřených průběhů uživatele uvedeného v parametru <i>{user}</i>
<i>admin/oxidata/{user}/{date}</i>	Vrací data z databáze odpovídající uživateli <i>{user}</i> a identifikátoru <i>{date}</i> naměřená aplikací <i>BioSignalClientOXI</i>
<i>admin/gsrdata/{user}/{date}</i>	Vrací data z databáze odpovídající uživateli <i>{user}</i> a identifikátoru <i>{date}</i> naměřená aplikací <i>BioSignalClientGSR</i>
<i>admin/statistics/{user}/{data}</i>	Vrátí tabulku statistických údajů z naměřených průběhů, načtením souboru z databáze podle uživatele <i>{user}</i> a identifikátoru <i>{date}</i>
<i>admin/onlineusers</i>	Vrací tabulku aktuálně připojených uživatelů
<i>admin/online/oxidata/{user}</i>	Vrací aktuálně přijatá data od připojené aplikace <i>BioSignalClientOXI</i> uživatele <i>{user}</i>
<i>admin/online/gsrdata/{user}</i>	Vrací aktuálně přijatá data od připojené aplikace <i>BioSignalClientGSR</i> uživatele <i>{user}</i>
<i>admin/{user}/{date}/GsrData.csv</i>	Vygeneruje soubor <i>GsrData.csv</i> s naměřenými daty z aplikace <i>BioSignalClientGSR</i>
<i>admin/{user}/{date}/OxiData.csv</i>	Vygeneruje soubor <i>OxiData.csv</i> s naměřenými daty z aplikace <i>BioSignalClientOXI</i>

#### 4.2.5 Zpracování požadavků klientských aplikací

Pokud se uživatel rozhodne měřená data z aplikace BioSignalClient ukládat na server, využije k tomu třídu *UserResource* a konkrétně její přístupovou cestu pro zpracování příchozích požadavků metodou POST viz. tabulka 4.1. Jak je tento požadavek zpracován je uvedeno ve vývojovém diagramu na obrázku 4.2. Klient vždy spolu s novými daty zasílá i v hlavičce HTTP svoje přihlašovací údaje. Tento způsob je přímo stanoven principem použitých filtrů zabezpečení. Díky této vlastnosti lze z hlavičky vždy autentizovat uživatelské jméno klienta. Dalším důležitým parametrem, který musí uživatel zasílat společně s daty je ID měření. ID nese datum a přesný čas započetí měření ve formátu

DD.MM.YYYY\_HH.MM.SS. Pomocí tohoto ID jsou jednotlivá měření identifikována.

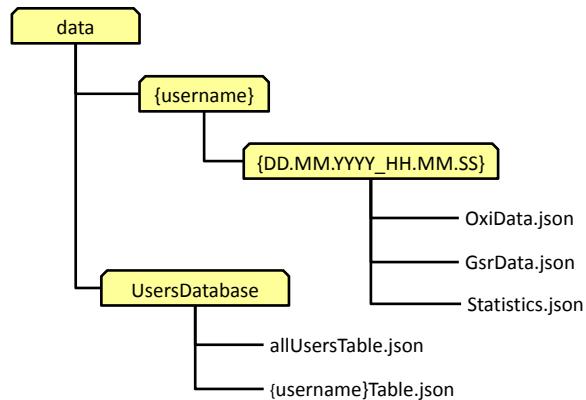


Obrázek 4.2: Vývojový diagram obsluhy příchozích požadavků klientských aplikací

Rozhodovací strom procesu v diagramu na obrázku 4.2 obsahuje třída *UserStorageConnector*, která dále interaguje s ostatními třídami dle UML diagramu na obrázku 4.1. Tato třída také přiděluje paměti uživateli *UserStorage*. Funkce spojené se správou souborové databáze uživatelů a údajů měření obsluhuje třída *UsersManagement*. Většina tříd využívá pro načítání a zapisování dat do databáze třídu *FileTools*. Ta obsahuje funkce pro zakládání editaci a mazání souborů.

#### 4.2.6 Databáze souborů

Pro jednoduchou správu dat byla navržena následující databáze souborů (obrázek 4.3).



Obrázek 4.3: Struktura databáze souborů

Veškerá data uživatelů jsou ukládaná do souborů ve formátu JSON. Seznam všech uživatelů, včetně informací o jejich činnosti udržuje soubor *allUsersTable.json*. Seznam naměřených průběhů konkrétního uživatele obsahuje soubor *{username}Table.json*. Dále má každý uživatel složku s podadresáři pojmenovanými podle ID měření. V tomto adresáři jsou pak uložena naměřená data. *OxiData.json* z aplikace BiosSignalClientOXI a *GsrData.json* naměřená aplikací BiosSignalClientGSR. Soubor *statistics.json* je vytvořen na konci měření, kdy klientská aplikace pošle statistiku naměřeného průběhu. Struktura souborů je dána přímo vlastnostmi tříd, které jsou do souboru zapsány pomocí serializace. Jedná se o třídy z balíku *servlet.json.googletable* a *servlet.json.googlechart* viz. diagram na obrázku 4.1. Příklad takové struktury souboru *GsrData.json* je následující:

```
{
  "cols": [
    {"id": "", "label": "time", "pattern": "", "type": "number"},  

    {"id": "", "label": "GSR", "pattern": "", "type": "number"}  

  ],  

  "rows": [  

    {"c": [{"v": 0.0}, {"v": 698}],  

    {"c": [{"v": 0.5}, {"v": 674}],  

    {"c": [{"v": 1.0}, {"v": 674}]}  

  ]
}
```

Ve struktuře je nejprve zadefinováno kolik sloupců obsahuje a dále jsou vypisovány jednotlivé řádky. Tato struktura dat je požadována pro vykreslování grafů v uživatelském rozhraní.

#### 4.2.7 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní tvoří část aplikace „View“ uložená v adresáři WebContent a obsahuje HTML stránky uvedené v oddíle 4.2.2. Tyto webové stránky používají technologii AJAX pro asynchronní aktualizaci obsahu. Jako vizualizační prostředek byl využit nástroj Google Chart tools. Pro vykreslení seznamu uživatelů, údajů o měření a seznamu naměřených průběhů byla z tohoto nástroje použita třída *DataTable*. Tuto třídu zobrazuje webová stránka *database.html*, která pomocí funkce jQuery, z AJAX API, získává data od třídy AdminResource příslušnou cestou, viz. tabulka 4.2. Příklad grafického výstupu této webové stránky je uveden na obrázku 4.4. Stránka je určena uživateli s administrátorskými právy. Poskytuje seznam uživatelů online a seznam všech uživatelů v databázi včetně jejich naměřených průběhů.

The screenshot shows a web browser window with the following details:

- Title Bar:** Google Visualization API S
- Address Bar:** localhost:8080/BSM/admin/database.html
- Content Area:**
  - A small table with three columns: "Online uživatelé" (containing "adam"), "Senzor GSR" (containing "x"), and "Senzor Oximetr" (containing a checked checkbox).
  - A larger table titled "Uživatel : adam" with the following data:

**Large Table Data:**

Uživatel	Datum posledního přihlášení	Celkový počet průběhů	Datum měření	Senzor GSR	Senzor Oximetr
terapeut	24. 4. 2013 22:44:36	3	12. 4. 2013 19:03:03	✓	x
adam	27. 4. 2013 19:05:42	17	12. 4. 2013 22:57:53	x	✓
petra	27. 4. 2013 13:52:14	0	12. 4. 2013 23:14:24	x	✓
petr	27. 4. 2013 18:26:28	2	12. 4. 2013 23:46:07	✓	✓
			15. 4. 2013 22:20:50	✓	x
			15. 4. 2013 22:22:37	✓	x
			17. 4. 2013 20:57:14	✓	✓
			22. 4. 2013 17:00:05	x	✓
			22. 4. 2013 17:00:05	x	✓
			22. 4. 2013 17:00:05	x	✓
			26. 4. 2013 11:02:24	x	✓

Obrázek 4.4: Vzhled webové stránky pro volbu uživatelů

#### 4.2.8 Online sledování biosignálů

Po provedení výběru online uživatele z nabídky webové stránky *database.html* je načtena nová stránka *online.html*, s parametrem *username*, poskytující online monitorování biosignálů připojeného uživatele. Tato vizualizační stránka byla navržena, tak aby vzdáleně poskytovala stejné průběhy, které jsou zobrazovány klientovi v rozhraní aplikace BioSignalClient. Pro tyto účely bylo nevhodnější použít technologii AJAX . Webová stránka *online.html* v sobě tedy obsahuje JavaScriptový algoritmus , který zajišťuje inicializaci a obnovovací cyklus vizualizace. V inicializaci jsou založeny jednotlivé typy grafů zavoláním JavaScriptových tříd z knihovny Google Visualization API. Jedná se o následující typy grafů:

- *LineChart* - Interaktivní graf, který jednotlivé dvojice hodnot XY prokládá funkcí pro spojitě hladké zobrazení. Tento typ grafu byl využit pro zobrazení tepové frekvence, periody srdečního rytmu, GSR a spojité znázornění časového vývoje frekvenčních parametrů LF a HF.
- *ColumnChart* - Sloupcový graf využitý pro zobrazení výkonové spektrální hustoty signálu HRV
- *PieChart* - Výsečnicový graf pro přehlednou vizualizaci aktuálního poměru frekvenčních parametrů LF a HF.
- *ScatterChart* - Bodový graf, využit pro vykreslování Poincarého grafu sousedních period srdečního rytmu.

Během inicializace jsou také založeny jednotlivé datové struktury, ve kterých se budou aktualizovat data. Vzhledem k velkému množství dat a přehlednosti grafů vyjadřujících časový vývoj, je využito metody posouvání datového okna. Při naplnění okna jsou nejstarší data zapomínána a nahrazována aktuálními, čímž je dosaženo konstantní paměťové náročnosti vizualizační aplikace. Obnovovací cyklus vizualizace lze rozdělit do několika hlavních bodů:

1. Načtení aktuálních hodnot ze třídy AdminResource.
2. Přidání nového řádku hodnot do datové struktury grafů typu *LineChart*.
3. Pokud je překročena délka datového okna, je odebrán první řádek datové struktury.
4. Aktualizace hodnot datové struktury grafu *ColumnChart*, *ScatterChart* a *PieChart*.

## 5. Přenastavení rozsahu časové osy grafů LineChart

Cyklus se opakuje každých  $100ms$ . Vyžádání dat se opět provádí technologií AJAX, funkce jQuery volá metody GET ze třídy *AdminResource* viz. tabulka 4.2 pro získání hodnot OxiData a GsrData. Tento přenos se provádí ve formátu JSON a obsahuje vždy pouze jeden řádek hodnot viz. tabulka 4.3 a 4.4.

Tabulka 4.3: Struktura online přenosu OxiData

1	2	3	4	5	6	7	8	9...17
čas	pulz	R-R	VLF	LF	HF	RR(n)	RR(n+1)	PSD(0.002Hz)...PSD(0.4Hz)

Tabulka 4.4: Struktura online přenosu GsrData

1	2
čas	GSR

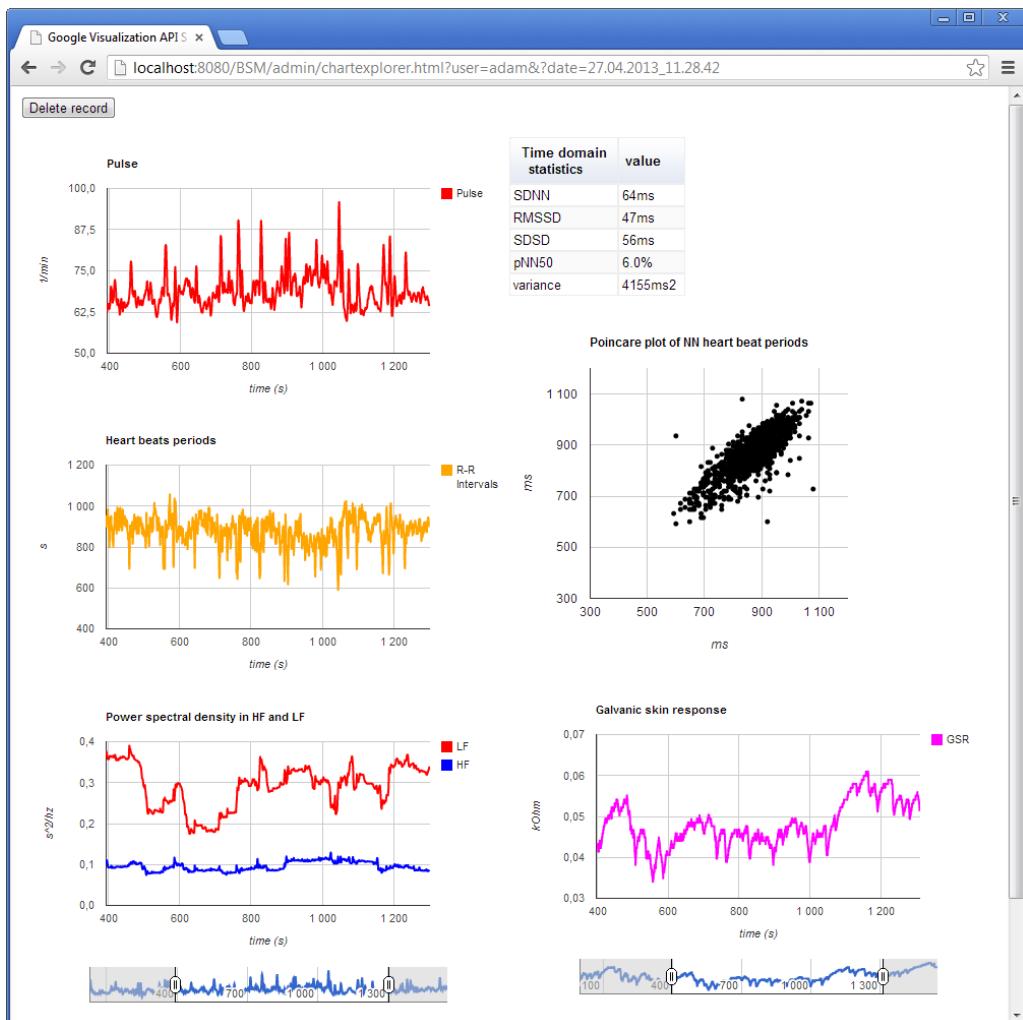
Na následujícím obrázku 4.5 je snímek z webové stránky při online monitorování biosignálů.



Obrázek 4.5: Vzhled webové stránky pro online sledování biosignálů

#### 4.2.9 Databáze biosignálů

Nahlížení do databáze biosignálů všech uživatelů je povoleno klientový s oprávněním *Admin*. Pokud se uživatel přihlásí do webového rozhraní s přístupovými právy *Client*, je mu povoleno zobrazovat pouze z jeho databáze. Grafické vyjádření zaznamenaných dat zajišťuje webová stránka *chartexplorer.html*, ta se uživateli načte po výběru konkrétního měření v rozhraní *database.html*. Požadavek na zobrazení je vyvolán společně s identifikačními parametry *username* a *ID*. Stránka *chartexplorer.html* využívá stejných nástrojů jako vizualizace online biosignálů. Při načítání stránky jsou zaslány požadavky dle tabulky 4.2 (eventuálně 4.1) o soubory *OxiData.json* a *GsrData.json* a *statistics.json*. Ty jsou následně vykresleny do adekvátních grafů. Grafy mají uživatelsky nastavitelný rozsah časové osy pro snadnější analýzu a přehlednost. Vzhled webové stránky je na obrázku 4.6.



Obrázek 4.6: Vzhled webové stránky pro zobrazení biosignálů z databáze

## 4.3 Příprava klientských aplikací pro komunikaci se serverem

Aplikace pro zpracování biosignálů *BioSignalClientGSR* a *BioSignalClientOXI* uvedené v kapitole 3, je nyní nutné rozšířit o možnost připojit se na server a odesílat zpracovaná data. Tuto funkci bude zastávat třída která poběží v samostatném vlákně, aby nedocházelo ke ztrátě komunikace při výpočetním zatížení aplikace. Třída byla vzhledem k její funkční povaze zařazena do části „Controller“, viz diagramy tříd jednotlivých aplikací 3.7 a 3.5. V obou případech aplikací je její struktura stejná. Pro schopnost připojit se k RESTovém webovém serveru byla využita Jersey API pro část implementace Client. Jedná se o třídy *com.sun.jersey.api.client.Client* a *com.sun.jersey.api.client.WebResource*. Pomocí těchto tříd je klient připojen k serveru a zasílá zpracovaná data metodou POST příslušnou cestou viz. tabulka 4.1. Aby server mohl připojení klientů autorizovat, jsou do HTTP hlavičky každého požadavku přidány přihlašovací údaje. Po odeslání dat se čeká na odezvu serveru, ta je ve formě HTTP statusu. Druhy statusů, které mohou nastat jsou uvedeny v následující tabulce 4.5. O stavu komunikace je uživatel informován výpisem stavu do grafického rozhraní.

Tabulka 4.5: Odezvy serveru - HTTP statusy

HTTP status	význam
200 OK	zpracování požadavku proběhlo úspěšně
202 Accepted	uživatel byl autentizován
400 Bad Request	požadavek nebyl zpracován
401 Unauthorized	uživatel nebyl autentizován nebo nemá dostatečná oprávnění k přístupu
404 Not Found	služby na zadанé adrese neexistuje
500 Internal server error	v serverové aplikaci nastala chyba
503 Service Unavailable	server je mimo provoz

### 4.3.1 Datový model pro přenos dat z aplikací BioSignalClient

Datový tok z aplikace zaštiťuje použitá třída *Client* z knihovny Jersey API. Do formuláře metody POST umí zaznamenat primitivní datové typy a textové řetězce. Pro přehlednost

datového modelu aplikace *BioSignalClientOXI* byly nadefinovány dvě pole. První typu *double* pro přenos plochy výkonové spektrální hustoty signálu HRV na definovaných rozsazích (tabulka 4.6). Druhé pole typu *integer* pro sjednocení statistických parametrů HRV viz. tabulka 4.7. Obě pole byly serializovány do formátu JSON s výstupem do textového řetězce, který už je vhodný pro přenos metodou POST.

Tabulka 4.6: Pole pro přenos výkonové spektrální hustoty HRV

1	2	3	4	5	6	7	8
$0.002 - 0.04\text{Hz}$	$0.04 - 0.1\text{Hz}$	$0.1 - 0.15\text{Hz}$	$0.15 - 0.2\text{Hz}$	$0.2 - 0.25\text{Hz}$	$0.25 - 0.3\text{Hz}$	$0.3 - 0.35\text{Hz}$	$0.35 - 0.4\text{Hz}$

Tabulka 4.7: Pole pro přenos statistických parametrů HRV

1	2	3	4	5
SDNN	RMSD	SDSD	pNN50	rozptyl R-R

Ostatní hodnoty zpracovaných biosignálů byly do formuláře předány jednotlivě. Datový model pro přenos je v tabulce 4.8. Společně s daty je i přenášena informace o typu klientské aplikace, tedy typ senzoru. Při zahájení komunikace je načten přesný aktuální datum a čas a je odeslán ve formě textového řetězce. Ten je využit na straně serveru jako unikátní ID měření.

Tabulka 4.8: Datový model aplikace *BioSignalClientOXI*

parametr	datový typ	význam
incomingDate	<i>String</i>	ID měření ve formátu <i>DD.MM.YYYY_HH.MM.SS</i>
time	<i>double</i>	aktuální hodnota času ( <i>s</i> )
pulse	<i>double</i>	aktuální srdeční frekvence ( <i>1/min</i> )
R-R	<i>double</i>	aktuální délka R-R intervalu ( <i>s</i> )
PSD	<i>String</i>	serializované pole typu <i>double</i> výkonové spektrální hustoty HRV
statistics	<i>String</i>	serializované pole typu <i>integer</i> statistických parametrů HRV
sensorType	<i>String</i>	typ senzoru, hodnota je "OXI"

Datový model pro přenos signálů z aplikace *BioSignalClientGSR* obsahuje pouze aktuální hodnotu času a GSR spolu s informačními parametry viz. tabulka 4.9

Tabulka 4.9: Datový model aplikace *BioSignalClientGSR*

parametr	datový typ	význam
incomingDate	<i>String</i>	ID měření ve formátu <i>DD.MM.YYYY_HH.MM.SS</i>
time	<i>double</i>	aktuální hodnota času ( <i>s</i> )
GSR	<i>double</i>	aktuální hodnota GSR ( $k\Omega$ )
sensorType	<i>String</i>	typ senzoru, hodnota je "GSR"

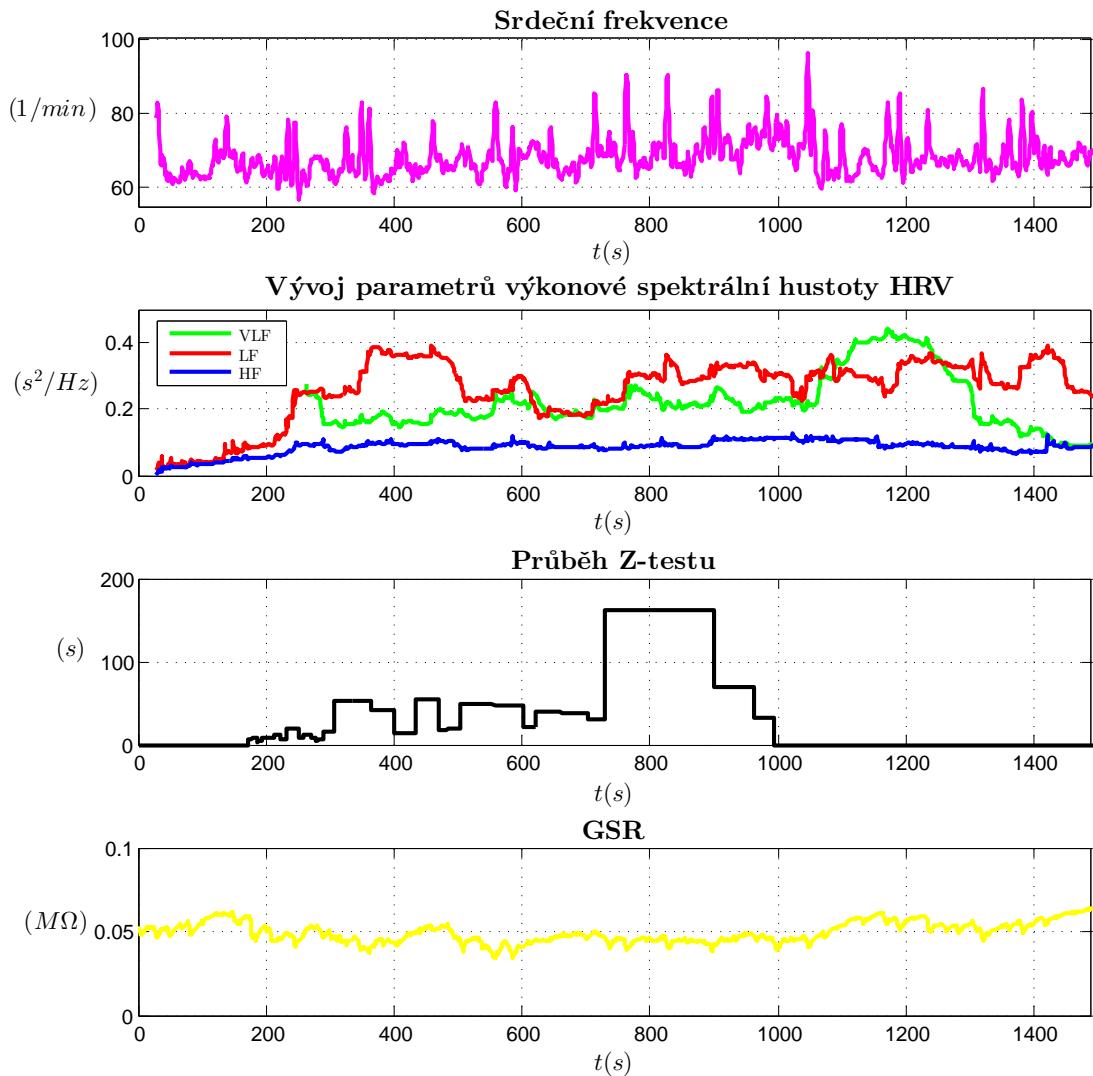
# Kapitola 5

## Testování systému

V této kapitole jsou uvedeny výsledky testování funkčnosti zpracování biosignálů a jejich přenosu na server do uživatelské databáze. Aby bylo ověřeno že serverová aplikace funguje bylo zavedeno pět nových uživatelů, kteří provedli měření dlouhé v řádů několik desítek minut. Toto měření bylo doplněno experimentem, který měl prokázat i korektnost interpretace zpracovaných biosignálů. Za tímto účelem musel být zvolen vhodný vstup do měřených subjektů. Pro znázornění změn psychosomatických veličin byl vybrán jako vstup jednoduchý matematicko-logický zátěžový test s názvem Z-test, získaný ze zdroje [17]. Test obsahuje 30 subtestů, které mají stupňující se náročnost. Vyžadují koncentraci, postřeh a matematicko-logické myšlení. V každém subtestu je deset čtverců, které má za úkol uživatel co nejrychleji seřadit podle určitého kritéria (rozměr, abeceda nebo číslo). Pokud uživatel udělá chybu, subtest je restartován a načten znovu. Velice podrobný popis testu lze nalézt v [17]. Během testu bylo uživatelům měřeno GSR a PPG, které bylo dále zpracováno navrženými aplikacemi a odesíláno na server. Během všech měření server ani aplikace nezaznamenaly žádné chyby.

### 5.1 Naměřené průběhy

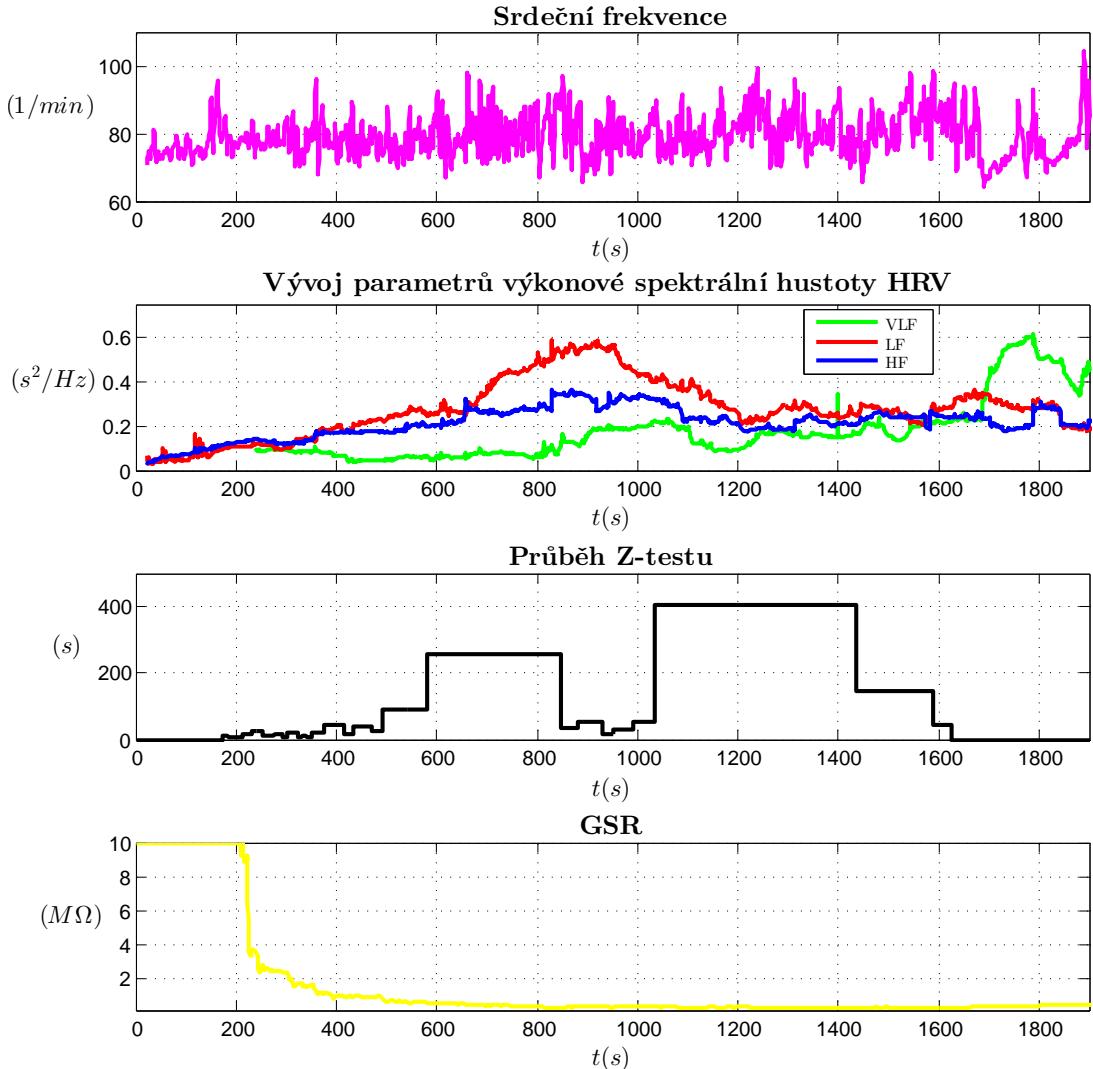
Na začátku testování byl každý subjekt srozuměn s průběhem měření a koncepcí testu. Před samotným testem byl nejprve subjekt měřen přibližně 200s v klidu. Tato doba byla stanovena z důvodu potřeby naplnit datové okno aplikace BioSignalClientOXI využívané zejména pro získání výkonové spektrální hustoty viz. oddíl 3.4.4. Ze spektrální hustoty se dále vypočítávají parametry VLF, LF, HF, které jsou zprvu ovlivněny malým počtem



Obrázek 5.1: Měření na subjektu č.1

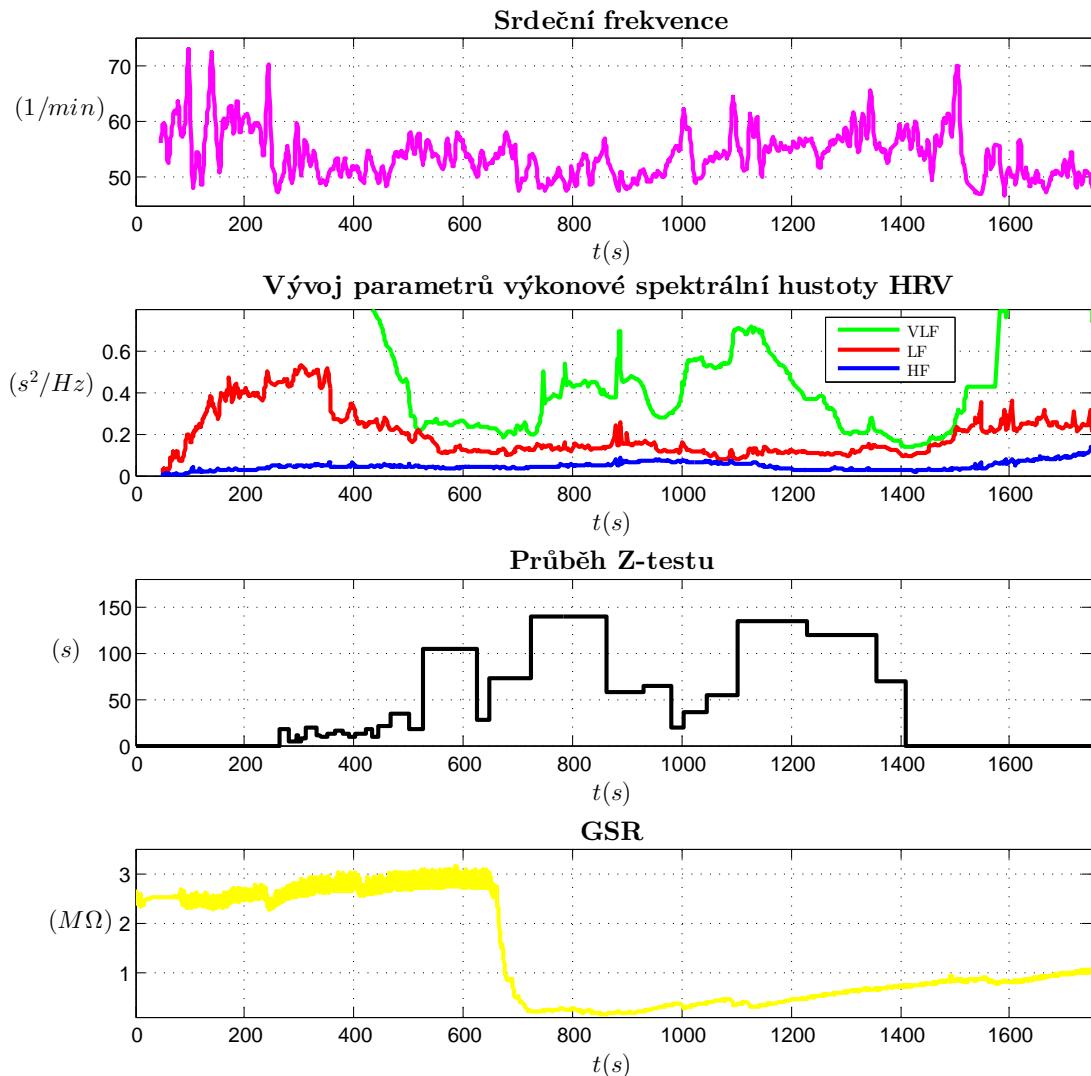
naměřených bodů. Po 200 sekundách měření se již stabilizují a mají informační schopnost. Časový vývoj parametrů VLF,LF,HF je poměrně netradičním způsobem vykreslován, ale při měření on-line je velice zajímavé tyto parametry sledovat. Pokud bychom parametry vypočítali pouze jednou za celé měření, neměly by pro nás žádný význam z hlediska zkoumání jejich asociace se vstupním zátěžovým testem. Dále je v každém grafu uveden časový vývoj srdeční frekvence a GSR. Poté, co subjekt dokončil test byl vyzván k nejméně 4-minutovému odpočinku. Veškerá data, která byla uložena na server do uživatelské databáze, byla exportována funkcí serverové aplikace do souboru CSV a vykreslena v programu Matlab. Této funkce bylo využito, zejména kvůli možnosti přiložit i časový vývoj Z-testu pro synchronní časové srovnání s naměřenými výsledky. V grafu průběhu Z-testu je každému subtestu přiřazena na ose  $y$  délka řešení v sekundách. Pokud

tedy subjekt řešil některý subtest delší dobu, je v průběhu označen celý čas řešení velkou plochou.



Obrázek 5.2: Měření na subjektu č.2

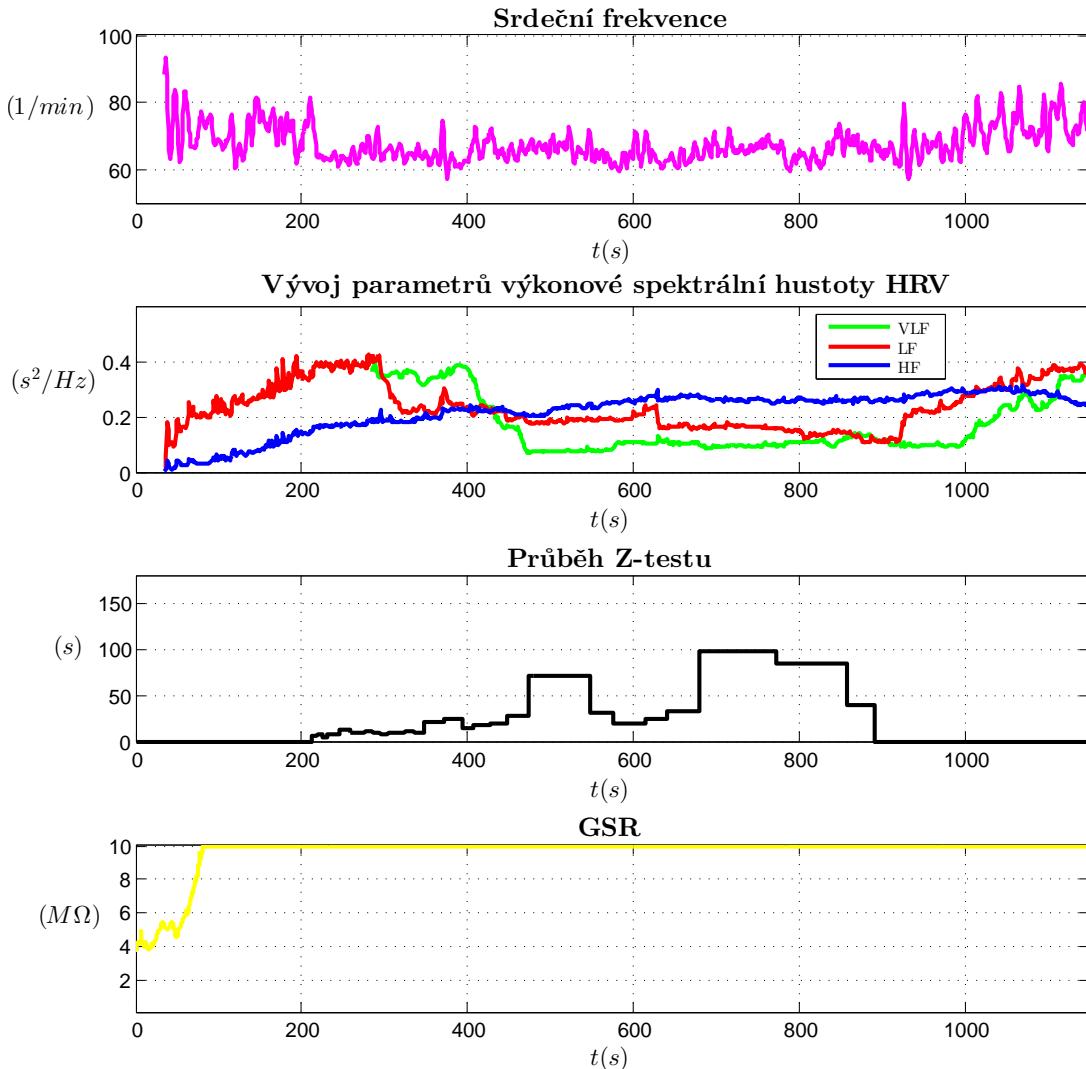
V případě měření subjektu č. 1 uvedeného v obrázku 5.1 je patrné, že před začátkem testu měl vyvážené parametry LF a HF, které můžeme interpretovat jako vliv sympatického nervového systému SNS a parasympatického nervového systému PNS. Po startu testu vzrostl podstatně výkon na LF, který se pak dále v průběhu testu měnil. To lze jednoduše odůvodnit jako reakce a psychické vypětí navozované SNS. Při skončení testu se však měřenému subjektu SNS a PNS respektive výkony LF a HF nevyrovnavaly. Parametr VLF však zaznamenal podstatného nárůstu výkonu těsně po testu. GSR během měření téměř nevykazovalo žádné velké změny a kolísalo v okolí poměrně nízké hodnoty, což bylo zřejmě zapříčiněno nadměrnou aktivitou potních žláz v místě měření.



Obrázek 5.3: Měření na subjektu č.3

Subjekt č. 2 (obrázek 5.2) vykazoval na počátku měření převahu PNS, tedy převahu výkonu parametru HF nad LF. Lze tedy usoudit, že měřený subjekt byl v relaxovaném stavu, který navozuje právě PNS. Po započetí testu je vidět, že výkon LF podstatně přeruštá HF, což je opět způsobeno psychickým napětím. Během řešení pro subjekt nejnáročnějšího testu (oblast 1020 – 1430s) se ale výkony ustalují až téměř do rovnováhy, což mohlo být způsobeno jistou resignací, že tento subtest nezvládne. Na konci testu subjektu opět převládl PNS zvýšením výkonu HF nad LF. Z průběhu GSR je dobře patrné snížení kožního odporu po startu testu. Ten se pak ustaluje na určité hodnotě, ze které po konci testu opět začne mírně stoupat.

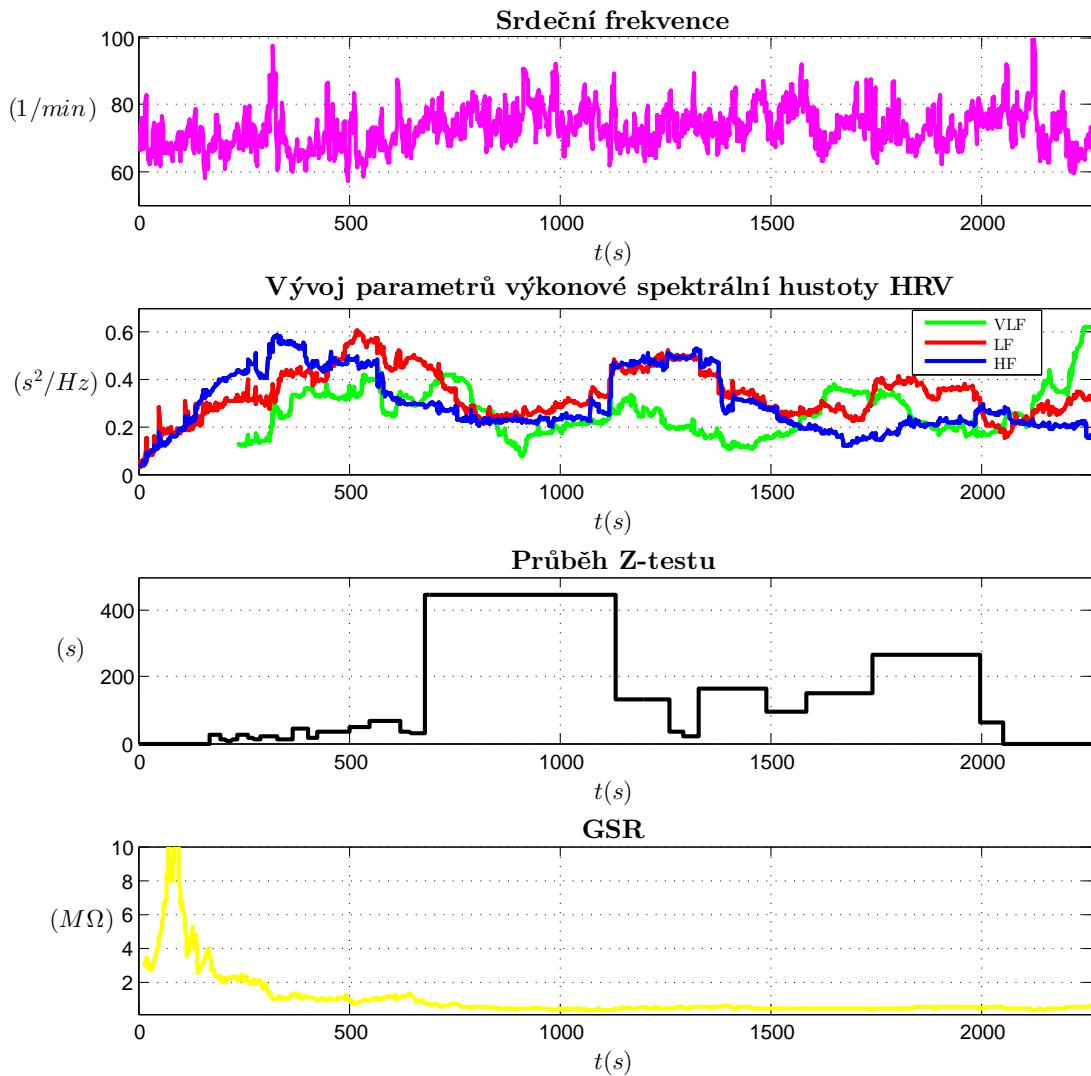
Obrázek 5.3 ilustruje měření subjektu č.3. Na počátku měření subjekt vykazuje obrovskou převahu výkonu LF nad HF. Subjekt si stěžoval na dlouhodobý nedostatek spánku,



Obrázek 5.4: Měření na subjektu č.4

to může být právě příčinou zvýšené činnosti SNS, který se snaží tento stav překonat. Během testu se výkon LF podstatně snížil a ustálil, přičemž HF zůstává během celého měření téměř beze změny. To může být zapříčiněno přirozenou koncentrací na test, která navozuje vyváženosť SNS/PNS. Na konci testu výkon na LF opět narůstá. GSR zhruba ve třetině testu vykazuje odezvu snížením kožního odporu na velice nízkou hodnotu. Ke konci testu GSR opět narůstá.

Subjekt č. 4, jehož měření je na obrázku 5.4 před započetím testu vykazuje značnou nevyváženosť SNS a PNS. Subjekt upozornil, že prochází dlouhodobým stresem a nedostatkem spánku, což je možné interpretovat zvýšenou činností SNS (převaha LF). Během testu je převaha vyrovnaná, dokonce i převážena na stranu HF. Vysvětlením může být třeba skutečnost, že subjekt provedl test velice rychle a mohl pro něj být jistým dru-

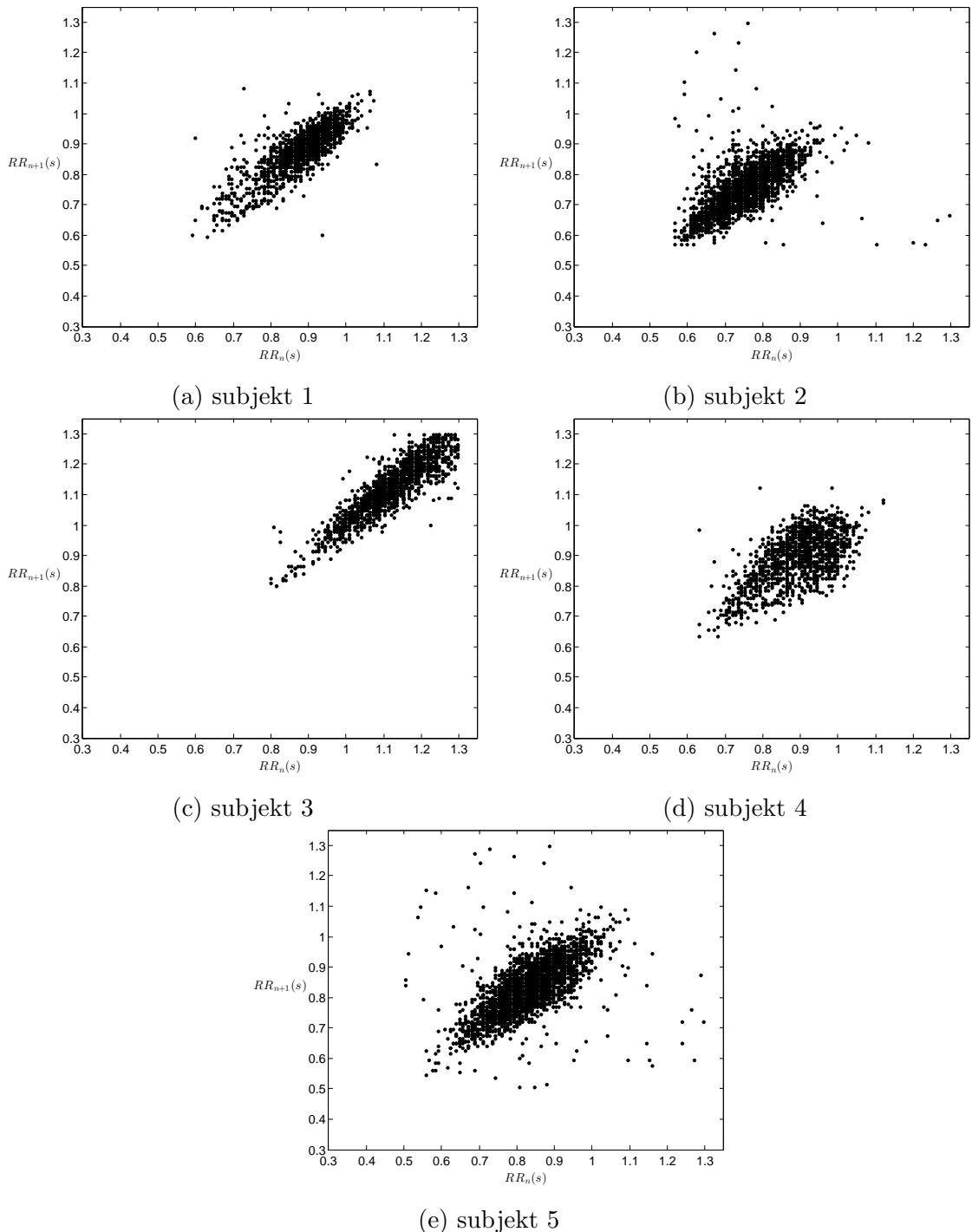


Obrázek 5.5: Měření na subjektu č.5

hem odreagování a relaxace. Na konci testu je opět převaha LF. GSR v případě tohoto subjektu navýšilo svoji hodnotu mimo maximální měřící rozsah.

U subjektu č. 5 (obrázek 5.2), bylo na začátku měření a jednodušší části testu, zaznamenána převaha výkonu HF nad LF, tedy zřejmě relaxovaný stav navozený činností PNS. Během složitější části testu však narostl nad HF výkon LF. V průběhu řešení pro subjekt náročného subtestu (700 – 1150s) lze pozorovat výkonového ustálení složek HF i LF. To je zřejmě dáno zvýšenou pozornosti na subtest. Při spuštění testu vykázalo GSR odezvu snížením kožního odporu.

Na následujících grafech (obrázek 5.6) jsou znázorněny jednotlivým subjektům Poincarého zobrazení R-R intervalů. Tato geometrická metoda analýzy přehledně vizualizuje činnost srdce během celého měření. Více o této metodě je uvedeno v oddíle 2.5.2.



Obrázek 5.6: Poincarého graf R-R intervalů jednotlivých subjektů

V tabulce 5.1 jsou uvedeny statistické údaje dle 2.5.1 za celý čas měření jednotlivých subjektů.

Tabulka 5.1: Statistické údaje měření jednotlivých subjektů

subjekt	doba řešení Z-testu	SDNN	SDSD	RMSSD	pNN50	rozptyl R-R
č.1	12 min	90 ms	72 ms	57 ms	15%	8182 ms <sup>2</sup>
č.2	24 min	77 ms	79 ms	67 ms	11%	6010 ms <sup>2</sup>
č.3	19 min	90 ms	53 ms	42 ms	8%	8269 ms <sup>2</sup>
č.4	11 min	84 ms	95 ms	74 ms	25%	7174 ms <sup>2</sup>
č.5	31 min	91 ms	94 ms	80 ms	16%	8340 ms <sup>2</sup>

Z tabulky je patrné, že nejrychleji test vyplnil subjekt č. 4, doba celkového záznamu je u něho tedy nejkratší. V tomto záznamu se nejvíce projevují chyby detekce špiček způsobené pohybovými artefakty (vysoké hodnoty pNN50 a SDSD). U subjektu č. 5 byl záznam naopak nejdelší. Největší rozptyl R-R intervalů zaznamenal subjekt č. 5, což je patrné jak z parametrů SDNN, SDS a RMSSD tak i z obrázku 5.6e, měření ale mohlo být zatíženo pohybovými artefakty.

Ze získaných parametrů SDNN, SDSD, RMSSD a pNN50 lze usuzovat že nemají přímou souvislost z délkou řešení testu a už jen těžko bychom hledali spojitost s psychosomatikou. Vypočtené parametry by mohly při dlouhodobých záznamech posloužit spíše pro analýzu variability srdeční frekvence, která je poměrně důležitá při zkoumání správné funkce srdeční činnosti.

# Kapitola 6

## Závěr

Cílem práce bylo navrhnut komplexní systém, řešící snímání, zpracování, ukládání a grafické znázornění biosignálů. Celý systém je založen na sběru dat od měřících uživatelů, pomocí internetu nebo lokálních sítí. Biosignály byly vybrány na základě terapií, ve kterých se používají a ke kterým má celý systém sloužit. Využití vzdáleného monitorování by mělo usnadnit používané léčebné postupy, neboť serverová aplikace poskytuje terapeutovi zpětnou vazbu ve formě online zobrazení aktuálně měřených biosignálů.

Na základě zpracované řešerše literatury byly vybrány dva biosignály, GSR a PPG. Tyto biosignály jsou zvlášť zpracovány aplikacemi na straně klienta a odeslány serverové aplikaci, která je schopna ukládat do databáze. V případě GSR je pouze počítána aktuální hodnota kožního odporu. Signál PPG je podroben pokročilejšímu zpracování. Z PPG jsou v reálném čase získány jednotlivé R-R intervaly a HRV, dále výkonová spektrální hustota HRV a její parametry VLF, LF, HF. Během měření PPG jsou i průběžně počítány statistické parametry HRV. Veškeré parametry a průběhy jsou v reálném čase zobrazovány v klientské aplikaci a odesílány na server.

Na webovém rozhraní serverové aplikace bylo využito moderní technologie AJAX v kombinaci s formátem JSON a vizualizační API od společnosti Google. Při online monitorování signálu bylo díky těmto technologiím dosaženo vysoké datové propustnosti. Webové rozhraní pak také nabízí interaktivní analýzu naměřených biosignálů včetně exportu do souboru CSV.

V závěru práce je uvedeno experimentální měření na pěti subjektech, které bylo provedeno pro ověření správné interpretace vypočtených parametrů a otestování funkčnosti celého systému. Během záznamu dat nebyly shledány žádné chyby aplikací na straně uživatele ani na straně serveru. Během měření byl zejména sledován vývoj GSR a frekvenčních parametrů LF a HF, které nesou informaci o činnost autonomního nervového

systému. Tyto psychosomatické veličiny se během měření většinou projevovaly dle fakt získaných z rešerše literatury.

## 6.1 Budoucí práce

Během testování systému byl zaznamenán vliv většího pohybu rukou na kvalitu detekce špiček signálu PPG. Proto by se v budoucnu mohlo zpracování biosignálu PPG doplnit o pokročilejší metody filtrace pohybových artefaktů, aby nedocházelo ke ztrátě informace, jež artefakty obsahují.

Serverová aplikace by mohla být v budoucnu rozšířena o propracovanější správu uživatelů a nové funkce při sledování biosignálů.

Celý systém by pak mohl být v budoucnu upraven pro použití v platformě Android, biosignály by pak bylo možné od uživatelů získávat z mobilních zařízení.

# Literatura

- [1] N.D. Ahuja, A.K. Agarwal, N.M. Mahajan, N.H. Mehta a H.N. Kapadia. Gsr and hrv: its application in clinical diagnosis. In *Computer-Based Medical Systems, 2003. Proceedings. 16th IEEE Symposium*, pages 279 – 283, june 2003.
- [2] Takuya Ooura Baoshe Zhang. Jtransforms - open source, multithreaded fft library, 2009. [⟨https://sites.google.com/site/piotrwendykier/software/jtransforms⟩](https://sites.google.com/site/piotrwendykier/software/jtransforms).
- [3] Yen-Ting Chen, I-Chung Hung, Min-Wei Huang, Chun-Ju Hou a Kuo-Sheng Cheng. Physiological signal analysis for patients with depression. In *Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011 4th International Conference on*, volume 2, pages 805 –808, oct. 2011.
- [4] Robert Eckstein. Java SE Application Design With MVC, 2007. [⟨http://www.oracle.com/technetwork/articles/javase/mvc-136693.html⟩](http://www.oracle.com/technetwork/articles/javase/mvc-136693.html).
- [5] Roy T. Fielding. *PhD Dissertation "Architectural Styles and the Design of Network-based Software Architectures"*, chapter 5 "Representational State Transfer (REST)", [http://www.ics.uci.edu/~fielding/pubs/dissertation/rest\\_arch\\_style.htm](http://www.ics.uci.edu/~fielding/pubs/dissertation/rest_arch_style.htm). PhD thesis, University of California, Irvine, 2000.
- [6] B. Figner a R. O. Murphy. Using skin conductance in judgment and decision making research. In R. Ranyard (Eds.) M. Schulte-Mecklenbeck, A. Kuehberger, editor, *A handbook of process tracing methods for decision research*. Psychology Press, New York, NY.
- [7] V. Hlaváč, M. Sedláček a České vysoké učení technické v Praze. Elektrotechnická fakulta. *Zpracování signálů a obrazů*. Vydavatelství ČVUT, 2005.
- [8] Che-Hao Hsu, Ming-Ya Tsai, Go-Shine Huang, Tso-Chou Lin, Kuen-Pao Chen, Shung-Tai Ho, Liang-Yu Shyu a Chi-Yuan Li. Poincaré plot indexes of heart rate va-

- riability detect dynamic autonomic modulation during general anesthesia induction. *Acta Anaesthesiologica Taiwanica*, 50(1):12 – 18, 2012.
- [9] Przemysław Guzik Jarosław Piskorski. Filtering poincaré plots. *Computational Methods in Science and Technology*, 11(1):39–48, 2005.
  - [10] W. Johnston a Y. Mendelson. Extracting heart rate variability from a wearable reflectance pulse oximeter. In *Bioengineering Conference, 2005. Proceedings of the IEEE 31st Annual Northeast*, pages 157 – 158, april 2005.
  - [11] Tsung-Chieh Lee a Hung-Wen Chiu. Frequency-domain heart rate variability analysis performed by digital filters. In *Computing in Cardiology, 2010*, pages 589 –592, sept. 2010.
  - [12] Guohua Lu a Fang Yang. Limitations of oximetry to measure heart rate variability measures. *Cardiovascular Engineering*, 9:119 – 125, 2009.
  - [13] Marek Malik, J. Thomas Bigger, A. John Camm, Robert E. Kleiger, Alberto Malfiani, Arthur J. Moss a Peter J. Schwartz. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*, 17(3):354–381, 1996.
  - [14] Jaakko Malmivuo a Robert Plonsey. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. Oxford University Press, New York, NY, USA, 1 edition, July 1995.
  - [15] Wendy Berry Mendes. Autonomic nervous system. In *E. Harmon-Jones and J. Beer (Eds.) Methods in the Neurobiology of Social and Personality Psychology*. Guilford Press, 2009.
  - [16] Nisha Money Mark Bates Monique Moore, David Brown. Mind body skills for regulating the autonomic nervous system. volume 2. Defense Centers of Excellence for Psychological Health and Traumatic Brain Injury, 2011.
  - [17] Tomáš Slavíček. Grafické znázornění psychosomatických veličin. Master's thesis, ČVUT faktulta elektrotechnická, Katedra kybernetiky, Praha, 2003.
  - [18] Michael L Smith Tushar P Thakre. Loss of lag-response curvilinearity of indices of heart rate variability in congestive heart failure, 2006.

- [19] Chendi Wang a Feng Wang. An emotional analysis method based on heart rate variability. In *Biomedical and Health Informatics (BHI), 2012 IEEE-EMBS International Conference on*, pages 104 –107, jan. 2012.
- [20] Guanghua Wu, Guangyuan Liu a Min Hao. The analysis of emotion recognition from gsr based on pso. In *Intelligence Information Processing and Trusted Computing (IPTC), 2010 International Symposium on*, pages 360 –363, oct. 2010.



# Příloha A

## Obsah přiloženého CD

K této práci je přiloženo CD, na kterém jsou uloženy zdrojové kódy.

- /Dokumenty/: Obsahuje elektronickou verzi diplomové práce ve formátu PDF
- /BioSignalClientGSR/: Zdrojové kódy JAVA aplikace *BioSignalClientGSR*.
- /BioSignalClientOXI/: Zdrojové kódy JAVA aplikace *BioSignalClientOXI*.
- /BioSignalMonitor/: Zdrojové kódy serverové aplikace.