



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

Fakulta elektrotechnická

Katedra měření

Přenos biologických signálů pomocí Wi-Fi sítě

Bakalářská práce

Studijní program: Kybernetika a robotika, bakalářský

Studijní obor: Senzory a přístrojová technika

Vedoucí práce: Ing. Jakub Parák

Ondřej Renza

Praha 2014



ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Student: **Ondřej Renza**

Studijní program: **Kybernetika a robotika**
Obor: **Senzory a přístrojová technika**

Název tématu česky: **Přenos biologických signálů pomocí Wi-Fi sítě**

Název tématu anglicky: **Transfer of Biological Signals via Wi-Fi Network**

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s technologií Wi-Fi sítí, mikroprocesorovou architekturou ARM Cortex a moduly vývojového telemonitoringového systému.
2. Vytvořte programovou knihovnu pro ovládání Wi-Fi modulu pomocí mikroprocesoru s možností připojení zařízení k sítím s různými provozními parametry.
3. Vytvořte aplikaci pro jednoduché zpracování přenesených biologických signálů.
4. Realizuje přenos testovacích dat a spolehlivost připojení k různým Wi-Fi sítím.


Seznam odborné literatury:

- [1] Joseph Yiu: The Definitive Guide to the ARM Cortex-M3, Oxford, 2007.
- [2] Havlík, J., Lhotská, L., Parák, J., et al.: A Modular System for Rapid Development of Telemedical Devices. Journal of Universal Computer Science (2013) 19(9): pp. 1242-1256.
- [3] Wi-Fi network IEEE Standards 802.11
- [3] Katalogové listy jednotlivých komponent a součástek.

Vedoucí bakalářské práce: Ing. Jakub Parák (K 13131)

Datum zadání bakalářské práce: 27. listopadu 2013

Platnost zadání do¹: 30. ledna 2015


Prof. Ing. Vladimír Haasz, CSc.
vedoucí katedry




Prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan


V Praze dne 27. 11. 2013

¹ Platnost zadání je omezena na dobu dvou následujících semestrů.

Čestné prohlášení autora práce

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

V Praze dne 20.5.2014.....


.....
Podpis autora práce

ABSTRAKT

Tato práce se zabývá vylepšením telemedicínského systému o možnost přenosu naměřených biologických signálů přes Wi-Fi síť. Konkrétními cíli práce jsou navrhnutí a implementování programové knihovny pro mikrokontrolér k ovládní Wi-Fi modulu a aplikace pro přijetí, základní zpracování a uložení přenesených dat. Popisu implementací předchází teoretický rozbor použitých technologií. Systém funguje na principu měření biologických signálů člověka a jejich bezdrátovém přenosu do nadřazeného systému typu, což zprostředkovává aktuální informace o zdravotním stavu měřené osoby. Výsledný systém byl ozkoušen při experimentálním balistokardiografickém měření.

ABSTRACT

This thesis deals with upgrading telemedical system by adding possibility of wireless transfer of measured biological signals via Wi-Fi network. Objectives of this thesis are designing and implementing software library for microcontroller to control Wi-Fi module and application for receiving, basic processing and exporting transferred data. Implementation follows theoretical analysis of used technologies. System operates on principle of measuring biological signals of human body and their wireless transfer to superior system, which provides actual information of health status of measured person. Resulting system has been tested by experimental measuring of ballistocardiography signal.

Poděkování

Chtěl bych tímto poděkovat vedoucímu mé práce Ing. Jakubu Parákovi, bez jehož rad a pomoci by tato práce nemohla vzniknout. Také bych rád poděkoval své rodině a všem, kteří mě při psaní této práce podporovali.

OBSAH

Seznam obrázků	ix
Seznam tabulek	xi
Úvod	1
1 Teoretický úvod	2
1.1 Wi-Fi	2
1.2 Wi-Fi modulace	3
1.3 Zabezpečení Wi-Fi sítí	4
1.3.1 Potlačení vysílání SSID	4
1.3.2 Filtrace MAC adres	4
1.3.3 Protokol WEP	4
1.3.4 WPA – Wi-Fi Protocol Access	5
1.3.5 Ověření uživatele	6
1.4 Sada protokolů TCP/IP	6
1.4.1 Architektura TCP/IP	6
1.4.2 Protokol IP	6
1.4.3 Protokol TCP	7
1.5 ARM Cortex-M3	7
1.5.1 Architektura ARMv7	7
1.5.2 Instrukční sada	8
1.5.3 Energetická účinnost ARM Cortex-M3	8
1.6 Konečný automat	9
1.6.1 Teorie konečných automatů	9
1.6.2 Mealyho automat	9
1.6.3 Mooreův automat	10
1.7 AT příkazy	10

1.7.1	AT+i příkazy	11
1.8	Biologické signály	11
1.8.1	Balistikardiografie.....	12
2	Rozbor současného stavu	14
2.1	Připojování vestavěných systémů k síti	14
2.1.1	Způsoby síťování	14
2.2	Wi-Fi.....	14
2.2.1	Moderní Wi-Fi moduly	15
2.2.2	Obecně zaměřené Wi-Fi moduly	15
2.2.3	Ultra Low Power moduly	16
2.2.4	Embedded Device Servers	16
2.3	Telemedicína.....	17
2.3.1	Moderní telemedicínské systémy.....	17
2.3.2	Telemedicínské systémy používající Wi-Fi.....	18
3	Cíl práce	19
4	Hardwarové řešení	20
4.1	Vstupní modul.....	20
4.1.1	Měření BKG	21
4.2	Řídicí modul	22
4.2.1	STM32VLDISCOVERY	24
4.3	Telekomunikační modul	24
4.3.1	Wi-Fi modul.....	25
5	Softwarové řešení	27
5.1	Implementace konečného automatu.....	27
5.1.1	Stavy automatu	28
5.1.2	Stavový diagram	29
5.2	Program v jazyce C.....	30
5.3	Použité AT+i příkazy.....	30

5.4	Ovládání Wi-Fi modulu	31
5.4.1	Konkrétní posloupnosti příkazů	31
5.5	Obslužná aplikace	33
5.5.1	Hlavní aplikace	33
5.5.2	Vývojový diagram hlavní aplikace	34
5.5.3	Vedlejší aplikace	36
5.6	Algoritmy pro zpracování dat	38
5.6.1	Zjištění srdečního tepu z BKG signálu	38
6	Experimentální měření	40
6.1	Podmínky měření	40
6.2	Měřené osoby	40
6.3	Naměřené výsledky	41
6.4	Další návrhy na měření	42
7	Závěr	43
	Literatura	45
	Seznam zkratk	49
	Seznam příloh	50

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1.1: Rozdíl mezi FDM (a) a OFDM (b) [4].....	3
Obr. 1.2: Porovnání původní instrukční sady Thumb a instrukční sady Thumb z technologie Thumb-2 [8]	8
Obr. 1.3: Ukázka Mealyho automatu [10]	10
Obr. 1.4: Ukázka automatu typu Moore [10].....	10
Obr. 1.6: Teoretický průběh BKG podle [15].....	12
Obr. 4.1: Obecný koncept telemedicínského systému [29]	20
Obr. 4.2: Piezoelektrická snímací podložka	21
Obr. 4.3: Vstupní obvod pro měření BKG signálu	22
Obr. 4.4: Rozmístění komponent na vývojovém kitu STM32-Primer2 podle [30].....	23
Obr. 4.5: Vývojový kit STM32VLDISCOVERY [31].....	24
Obr. 4.6: Miniaturní Wi-Fi modul Nano Socket iWiFi™ se znázorněnými rozměry [32]	25
Obr. 5.1: Vývojový diagram hlavní funkce konečného automatu	28
Obr. 5.2: Stavový diagram programové knihovny	29
Obr. 5.3: Ověření připojení k modulu a základní inicializace	31
Obr. 5.4: Žádost o výpis Wi-Fi sítí nalezených v okolí.....	32
Obr. 5.5: Inicializace a spuštění Ad-hoc sítě	32
Obr. 5.6: Inicializace a aktivace SerialNET módu	32
Obr. 5.7: Ukázkové připojení k Wi-Fi síti zabezpečené pomocí WEP	33
Obr. 5.8: Grafické uživatelské rozhraní (GUI) obslužné aplikace	34
Obr. 5.9: Vývojový diagram aplikace.....	35

Obr. 5.10: GUI vedlejší aplikace pro odeslání parametrů	37
Obr. 5.11: GUI vedlejší aplikace pro načtení a zpracování záznamu.....	37
Obr. 6.1: Naměřená energie BKG signálu s vyznačenými srdečními komplexy a průběh vypočítaného srdečního tepu.....	41

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1.1: Srovnání standardů IEEE 802.11 [3].....	2
Tabulka 6.1: Informace o měřených osobách.....	40

ÚVOD

Dlouhodobé monitorování pacienta je jednou z možností, jak odhalit možná budoucí zdravotní nebezpečí, či zajištění rychlé pomoci, pokud se měřená osoba v nebezpečí již ocitne. Typ zařízení, jehož součástí je i tato implementace, je vhodný pro nemocniční zařízení, domovy pro seniory a jiné podobné instituce. Stálé monitorování by pomohlo detailně určit zdravotní stav pacienta a napomoci s následující lékařskou diagnózou.

Tato práce se zabývá implementací přenosu naměřených biologických dat přes Wi-Fi, která bude použita jako vylepšení telemedicínského systému. Technologie Wi-Fi v tomto případě dokáže přenést velké množství naměřených dat i v zarušeném prostředí a na dostatečně velké vzdálenosti. To by bylo využitelné např. v nemocnici, kde by mohlo být monitorováno mnoho pacientů najednou a lékař, či jiná obsluha by měl data z jejich měření k dispozici ve svém počítači.

Toto zařízení je cíleno pro výzkumné a výukové účely, proto je možné exportovat naměřené data ze zařízení pro další zpracování. Komerční výrobky, které se také zaměřují na monitorování zdravotního stavu, mají možnost exportování dat uzamčenou od výrobce.

První část práce spočívá v návrhu implementace stavového automatu pro komunikaci s Wi-Fi s využitím mikroprocesoru typu ARM CORTEX-M3. Předmětem komunikace bude přenášení naměřených biologických signálů.

Další část spočívá ve vytvoření aplikace pro přijetí, jednoduché zpracování a uložení takto přenesených dat. Součástí práce je také experimentální měření balistokardiografického signálu a ověření spolehlivosti připojení k Wi-Fi sítím s různými typy zabezpečení.

1 TEORETICKÝ ÚVOD

1.1 Wi-Fi

Technologie Wireless Fidelity, neboli Wi-Fi je nyní nejrozšířenější bezdrátový LAN standard. Pracuje v bezlicenčním pásmu, díky čemuž si každý může vytvořit Wi-Fi síť pokrývající 30-150 metrů vysokorychlostním přístupem k LAN, a tedy obvykle i k Internetu. Na rozdíl od ostatních bezdrátových technologií jako GSM či CDMA se Wi-Fi technologie stala standardem pro celý svět. To se projevilo tím, že cena Wi-Fi komponentů strmě klesá s narůstajícím počtem těchto zařízení [1].

Termín Wi-Fi označuje standard IEEE 802.11b a byl vyvinutý Institutem pro elektrotechnické a elektronické inženýrství (IEEE) v roce 1999. První verze tohoto standardu, označena jako IEEE 802.11 byla však vyvinuta již v roce 1994. Její přenosové rychlosti byly nízké a dosahovaly maximálně 2 Mb/s, i proto byla vyvinuta, již zmiňovaná, novější verze: IEEE 802.11b. Ta již byla schopna dosahovat až 11 Mb/s a pracovala na frekvenci 2,4 až 2,485 GHz. Současně s ní byla vydána i verze IEEE 802.11a, která se od verze IEEE 802.11b lišila zejména v tom, že využívala frekvenčních pásem 5,1 až 5,4 GHz a 5,725 až 5,825 GHz. Tato pásma jsou licencovaná a jsou tak mnohem méně rušená než okolí frekvence 2,4 GHz, které také využívají např. mikrovlnné trouby či technologie Bluetooth [2].

Další standardy IEEE 802.11g a IEEE 802.11n se od starších verzí liší zvýšenou rychlostí a použitím odlišných modulací. Tabulka 1.1 uvádí jejich srovnání [3].

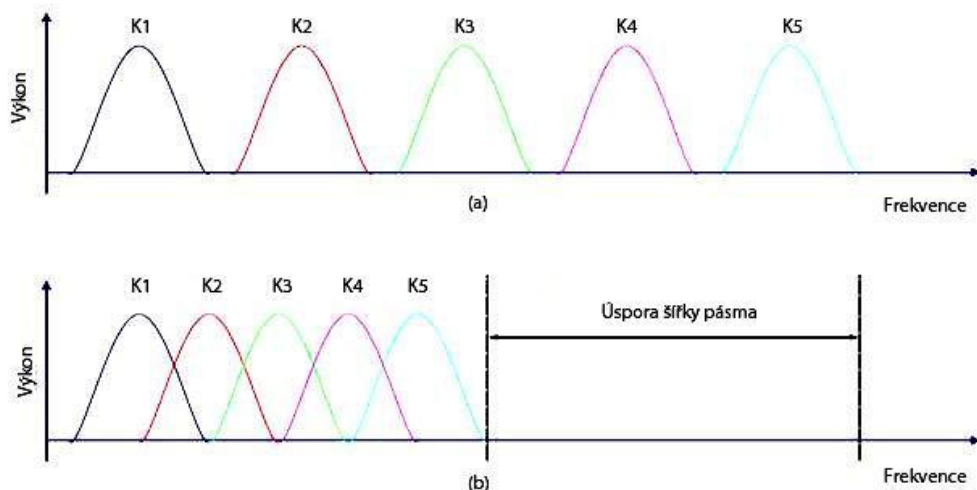
Standard	Frekvence (GHz)	Maximální teoretická přenosová rychlost (Mb/s)	Průměrná skutečná přenosová rychlost (Mb/s)	Modulace
802.11	2,4	2	0,9	FHSS/DSSS
802.11a	5	54	23	OFDM
802.11b	2,4	11	4,3	DSSS
802.11g	2,4	54	19	OFDM/DSSS
802.11n	2,4 nebo 5	600	-	MIMO-OFDM

Tabulka 1.1: Srovnání standardů IEEE 802.11 [3]

1.2 Wi-Fi modulace

Jedním z nejdůležitějších znaků tohoto bezdrátového standardu bylo využití modulace s rozprostřeným spektrem. Tato modulace rozprostře signál o dané šířce pásma na jiné širší frekvenční pásmo. Standardy IEEE 802.11 využívají několik modulací s rozprostřeným spektrem (viz výše tabulka 1.1), a to FHSS (Frequency-hopping spread spectrum), DSSS (Direct-sequence spread spectrum) a OFDM (Orthogonal frequency-division multiplexing).

U FHSS modulace se využívá časté změny frekvence nosné vlny podle pseudonáhodné sekvence, která je známa vysílači i přijímači. U DSSS se vynásobí data se „šumem“. Tento „šum“ je pseudonáhodný signál složený z dvou stavů, nízkého a vysokého a jeho frekvence je o mnoho vyšší než původní signál. Výsledkem je signál podobný bílému šumu. Původní signál se z takto modulovaného signálu získá opětovným přenásobením stejnou pseudonáhodnou sekvencí. OFDM používá několik nosných vln stejně jako často užívaná modulace FDM (frequency-division multiplexing). Rozdíl je ovšem v tom, že u OFDM jsou všechny nosné signály navzájem ortogonální (viz obr. 1.1), což velmi zjednodušuje nároky na přijímač i vysílač a navíc není nutné použít tak široké frekvenční spektrum jako u FDM [2].



Obr. 1.1: Rozdíl mezi FDM (a) a OFDM (b) [4]

1.3 Zabezpečení Wi-Fi sítí

Všechny neveřejné Wi-Fi sítě potřebují určitý druh zabezpečení, který zabrání nepověřeným přístrojům v připojení. Připojení takových přístrojů by mohlo vést např. k odcizení sdílených dat a dalším nežádoucím praktikám. V dnešní době již existuje mnoho druhů zabezpečovacích metod od těch nejjednodušších až po komplexní podnikové varianty zabezpečení. V této kapitole jsou uvedeny nejvýznamnější typy zabezpečení Wi-Fi sítí.

1.3.1 Potlačení vysílání SSID

Všechny AP (přístupové body – Access Points) vysílají v určitém intervalu – obvykle každých 100 ms – signál (tzv. beacon), kterým ohlašují svoji přítomnost. Jeho obsahem jsou informace o AP, například název sítě (tzv. SSID – Service Set Identifier), síla signálu a podporovaná rychlost [1].

Tím, že sítě vysílají svoje SSID, velmi usnadňují fungování zejména veřejných sítí, avšak zároveň tím dávají lepší možnost k odposlechnutí komunikace a nežádoucímu připojení. Při potlačení vysílání SSID se naopak nezveřejňuje název sítě, který je nutný pro asociaci se sítí a zamezí se tak problémům uvedeným výše [5].

1.3.2 Filtrace MAC adres

Každá ethernetová i bezdrátová karta má výrobcem stanovenou MAC adresu (Media Access Control). Ty lze využít k jednoduchému způsobu zabezpečení sítí. Správce sítě totiž může vytvořit seznam autorizovaných adres a pouze adresám na tomto seznamu bude povoleno připojení. Tím se zabrání neautorizovanému připojení a síť je tak bezpečnější [5].

Nevýhoda spočívá v možnosti útočnicka zfalšovat svoji MAC adresu na takovou, která je na seznamu autorizovaných adres. I přes tuto nevýhodu se stále jedná o efektivní metodu základního zabezpečení.

1.3.3 Protokol WEP

Vytvoření standardu WEP (Wired Equivalent Privacy) bylo první odpovědí na

zabezpečení bezdrátových sítí. Cílem byla obrana proti zachycení bezdrátového provozu a tím zvýšení bezpečnosti sítě. K ochraně dat je využita symetrická proudová šifra RC4. Protokol WEP požaduje jako vstupy:

- Data, která mají být ochráněna.
- Tajný klíč, použitý pro šifrování rámců (WEP umožňuje použití až 4 klíčů zároveň).
- Inicializační vektor, použitý s klíčem při přenosu rámců.

Odezva na tento protokol byla z prostředí odborné veřejnosti velmi kritická, a to zejména z důvodu nevyužívání pokročilých kryptografických metod. Na druhé straně se jedná o jednoduchý zabezpečovací standard, který je snadné implementovat a lze jej použít i v zařízeních s nízkým výpočetním výkonem.

Vzhledem k tomu, že šifra RC4 žádnou specifickou délku nevyžaduje, není teoreticky délka klíče omezena. V praxi se však používá standardně 64bitový či 128bitový WEP klíč. Ve skutečnosti má však tajné heslo přenášené mezi dvěma komunikačními stanicemi pouze délku 40 bitů (příp. 104 bitů) [2].

1.3.4 WPA – Wi-Fi Protocol Access

Po zjištění nedostatků protokolu WEP byl brzy představen nový zabezpečovací protokol WPA (Wi-Fi Protocol Access). Jeho nejvýraznější změnou oproti WEP je použití jiného protokolu pro šifrování na linkové vrstvě: Temporal Key Integrity Protocol (TKIP)¹.

Tento protokol výrazně vylepšuje zabezpečení sítí i přes to, že stále používá stejnou šifrovací metodu RC4. Vylepšení se týká zejména použití vhodnější hierarchie klíčů a generováním unikátního RC4 klíče pro každý rámeček zvlášť. Dalšího zlepšení zabezpečení bylo dosaženo rozšířením délky klíče na 128 bitů a délky inicializačního vektoru na 48 bitů [2].

¹ Původně byl protokol TKIP nazván WEP2, avšak z důvodu špatných ohlasů na protokol WEP byl pro odlišení přejmenován [2].

1.3.5 Ověření uživatele

Statický WEP protokol ověřuje pouze zařízení, které disponují kryptografickým klíčem. Standardy pro ověření uživatele pak umožňují správcům sítí ověřit skutečné uživatele, nikoli pouze použité zařízení. Protokol EAP umožňuje vývojářům vytvořit své vlastní EAP metody, které se využívají právě pro ověřování uživatelů. Mezi nejpoužívanější EAP metody patří např.:

- LEAP
- EAP-TLS
- EAP-PSK
- EAP-MD5 a mnoho dalších [2].

1.4 Sada protokolů TPC/IP

Sada komunikačních protokolů Internet protocol suite, známá spíše pod názvem TCP/IP, je hlavní sadou protokolů sítě Internet. Jedná se o pravidla, která určují syntaxi a význam vzájemné komunikace v síti.

1.4.1 Architektura TCP/IP

Na rozdíl od referenčního ISO/OSI modelu je architektura TCP/IP členěna pouze do čtyř vrstev:

- Aplikační vrstva
- Transportní vrstva
- Síťová vrstva
- Vrstva síťového rozhraní.

Názvy a počet vrstev se u různých odborníků liší. Tato architektura protokolů TCP/IP je společnosti Cisco [6].

1.4.2 Protokol IP

Internet protocol (IP) je jedním z nejdůležitějších protokolů z TCP/IP.

V architektuře sady odpovídá síťové vrstvě. IP protokol přenáší tzv. datagramy, tedy pakety. Ty se skládají ze dvou částí, kterými jsou záhlaví a uživatelská data. Záhlaví obsahuje řídicí data, konkrétně IP adresu zdroje, IP adresu adresáta a ostatní metadata důležitá pro doručení paketu. IP protokol zajišťuje korektní směrování paket přes tzv. routery (směrovače) [7].

1.4.3 Protokol TCP

Protokol TCP odpovídá transportní vrstvě a zajišťuje spolehlivý, řízený tok bajtů. Součástí protokolu TCP je také kontrola chyb přenosu a potvrzení přijetí. Podobný je protokol UDP, který také odpovídá transportní vrstvě. UDP využívají aplikace, které nevyžadují vysokou spolehlivost TCP protokolu a prioritní je pro ně rychlejší odezva UDP protokolu [7].

1.5 ARM Cortex-M3

ARM Cortex-M3 byl první procesor generace Cortex. Byl vyvinut v roce 2006 a cílovou skupinou se staly 32bitové mikrokontroléry. Jeho hlavní výhodou je efektivita, která se projevuje vysokým výkonem s nízkou spotřebou, a to vše bez nutnosti zvyšování frekvencí. Má vylepšenou hustotu kódu, což zajišťuje, že je možné program uložit i do menších paměťových oblastí. V neposlední řadě je také snadný k obecnému používání. Používá architekturu ARMv7 [8].

1.5.1 Architektura ARMv7

Mikroprocesor Cortex-M3 je jedním z mnoha moderních mikroprocesorů, které využívají architekturu ARMv7. Ta byla vyvíjena s cílem jednotné architektury pro mikrokontroléry nejnižší úrovně a zároveň i pro vysokovýkonné aplikační procesory. Návrh architektury je rozdělen na tři profily:

- Profil A, který je určen pro vysokovýkonné aplikační platformy schopné používat vestavěné operační systémy, jako jsou například Symbian, Android a Linux Embedded.
- Profil R, který je navržen pro vestavěné systémy, ve kterých je důležitý

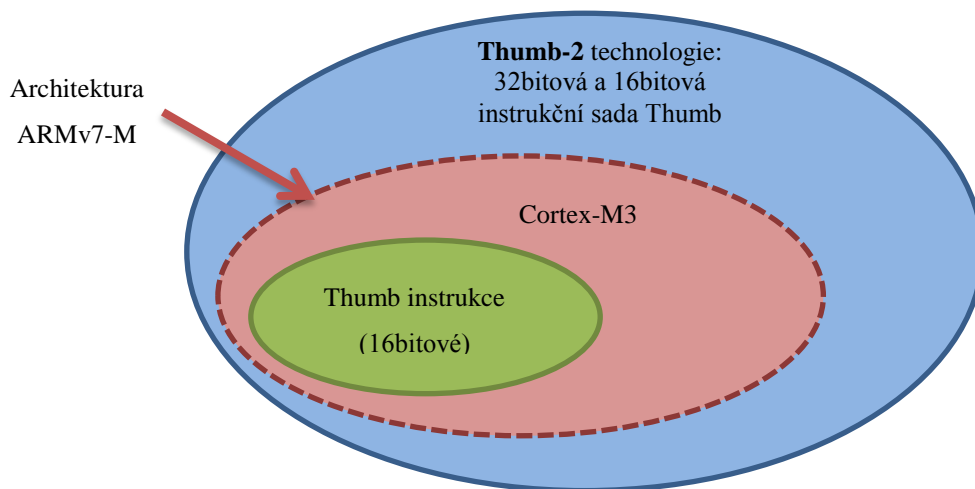
výkon v reálném čase.

- Profil M, který je zaměřen na vestavěné mikrokontrolérové systémy [8].

1.5.2 Instrukční sada

Existují dvě různé instrukční sady, které již dlouho podporují ARM procesory: instrukce ARM, které jsou 32bitové a instrukce Thumb, které jsou 16bitové. Při vykonávání programu pak může procesor přepínat mezi stavem ARM a stavem Thumb podle toho, které instrukce využívá.

Architektura ARMv7 avšak využívá novou technologii Thumb-2, která již obsahuje instrukční sadu Thumb s 32bitovými, tak i 16bitovými instrukcemi. Přináší tak velké výhody z hlediska snadnosti použití, výkonu a velikosti kódu. Umožňuje vykonání i složitějších operací ve stavu Thumb a snižuje tak počet přepínání mezi Thumb a ARM stavy, čímž se zvyšuje efektivita. Porovnání původní instrukčních sad a nové technologie Thumb-2 je zobrazeno na obr. 1.2 [8].



Obr. 1.2: Porovnání původní instrukční sady Thumb a instrukční sady Thumb z technologie Thumb-2 [8]

1.5.3 Energetická účinnost ARM Cortex-M3

ARM Cortex-M3 je navržen tak, aby umožňoval vývoj zařízení s nízkou spotřebou a vysokou energetickou účinností. Podporuje tzv. sleep mode (režim spánku), díky čemuž se významně sníží spotřeba energie během nečinnosti procesoru. Dále má např. nízký počet hradel a vysokou hustotu kódu, díky čemuž vyžaduje menší rozsah kódu,

a tedy i menší programové paměti.

Dalším prvkem úspory energie je tzv. Wakeup Interrupt Controller (WIC). Ten umožňuje vypnutí celého procesorového jádra se zachováním stavů procesoru a jeho následovné – prakticky okamžité – aktivování při přerušení.

Tyto vlastnosti dělají z Cortex-M3 vhodný mikroprocesor k použití v zařízeních požadujících velmi nízkou spotřebu, ve kterých mohly být dříve použity pouze 8bitové a 16bitové mikrokontroléry [8].

1.6 Konečný automat

1.6.1 Teorie konečných automatů

Konečný automat (Finite-state machine) je matematický výpočetní model, který se využívá při návrhu počítačových programů nebo sekvenčních logických obvodů. Automat se vždy nachází v jednom z konečného počtu stavů, mezi nimiž přechází na základě vstupních symbolů.

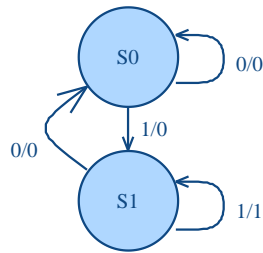
Matematická definice konečného automatu říká, že konečný automat M je definován jako pětice $(\Sigma, S, S_0, \delta, F)$, kde

- Σ je konečná neprázdná množina vstupních symbolů
- S je konečná neprázdná množina stavů
- $s_0 \in S$ je počáteční stav
- $\delta : S \times \Sigma \rightarrow S$ je přechodová funkce
- $F \subseteq S$ je množina konečných stavů.

Známe dva typy konečných automatů: Mealyho automat a Mooreův automat [9].

1.6.2 Mealyho automat

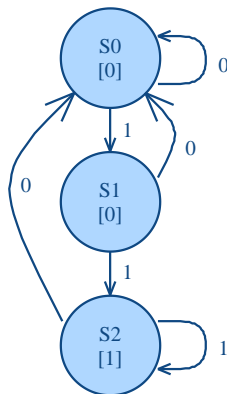
Mealyho automat je takový konečný automat, jehož výstup závisí na aktuálním stavu a hodnotách na vstupu. Tento typ automatu je vhodný např. jako matematický model šifrovacích systémů [9]. Na obr. 1.3 je uveden příklad automatu typu Mealy [10].



Obr. 1.3: Ukázka Mealyho automatu [10]

1.6.3 Mooreův automat

Mooreův automat je takový konečný automat, jehož výstup závisí pouze na aktuálním stavu. Ukázka tohoto typu automatu, která má stejné vstupně-výstupní chování jako výše uvedený příklad Mealyho automatu (viz obr. 1.3), je na obr. 1.4 [10].



Obr. 1.4: Ukázka automatu typu Moore [10]

1.7 AT příkazy

Pro nastavení a ovládání modemů, modulů a jiných podobných zařízení se používají tzv. AT příkazy. Množina AT příkazů je jazyk tvořený krátkými textovými řetězci. Kombinací těchto řetězců se dosáhne příkazů, s jejichž pomocí je možné modul ovládat. Na každý AT příkaz, který modem rozezná, musí zareagovat odesláním odpovědi. Odpověď závisí na typu přijatého příkazu a aktuálním stavu modemu. Každý výrobce používá svoji specifickou množinu AT příkazů [11].

1.7.1 AT+i příkazy

AT+i příkazy jsou rozšířením k základní množině AT příkazů a byly vyvinuty k ovládání komunikačních modulů společnosti ConnectOne. Celá množina obsahuje 306 AT+i příkazů, každý je uvozen prefixem AT+i a na něj se naváže specifický příkaz. Výsledný příkaz, který se zašle do modulu, vypadá např. takto: „AT+iDOWN“ (po přijetí tohoto konkrétního příkazu vykonají moduly softwarový reset) [12].

1.8 Biologické signály

Biologické signály neboli biosignály jsou takové signály², které můžeme zaznamenat v živých organismech. Nemusí se jednat pouze o průběhy elektrických veličin, ale například i veličin magnetických, chemických, akustických, mechanických a dalších [13]. Biosignály mohou být vyvolány spontánní biologickou aktivitou (nativní biosignály), nebo úmyslnými vnějšími podněty (evokované biosignály). Nejčastěji jsou zaznamenávány tyto jednorozměrné biologické signály:

- elektrokardiogram (EKG) – snímání elektrické aktivity srdce,
- elektroencefalogram (EEG) – snímání elektrické aktivity mozku z povrchu hlavy,
- elektrokortikogram (ECoG) – snímání elektrické aktivity mozku zevnitř mozkové kůry,
- elektromyogram (EMG) – snímání elektrické aktivity svalů,
- elektrookulogram (EOG) – snímání elektrické aktivity sítnice z povrchu hlavy,
- elektrogastrogram (EGG) – snímání elektrické aktivity žaludku z povrchu těla,
- magnetokardiogram (MKG) – snímání magnetické aktivity srdce z povrchu těla,
- magnetoencefalogram (MEG) – snímání magnetické aktivity mozku z povrchu hlavy [14].

² Signál je fyzikální veličina závislá na čase [13].

Méně obvyklým jednorozměrným biologickým signálem je pak tzv. balistokardiogram (viz kapitola 1.8.1).

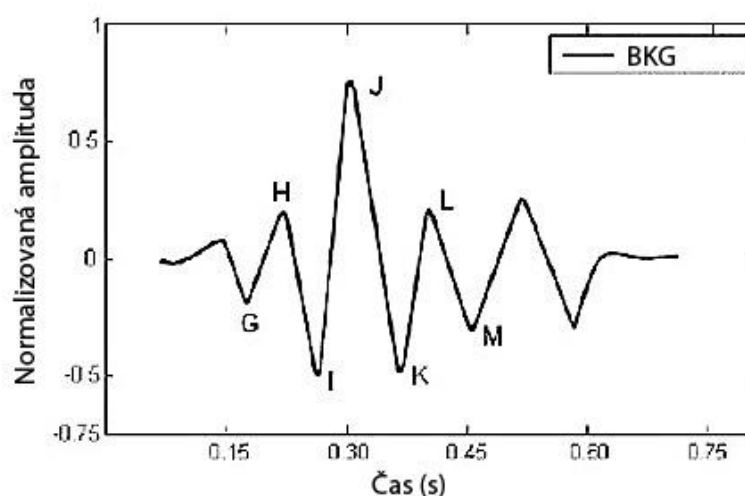
Dále existují také vícerozměrné biologické signály, mezi které patří:

- ultrazvuk (UZ) – diagnostika měkkých tkání,
- rentgenové záření (RTG) – diagnostika pevných částí,
- počítačová tomografie (CT) – diagnostika měkkých tkání,
- magnetická rezonance (MRI) – diagnostika měkkých vnitřních orgánů [14].

1.8.1 Balistokardiografie

Balistokardiografie (dále jen BKG) je neinvazivní metoda snímání pohybů těla, které jsou způsobeny činností srdce. Tato metoda byla objevena již v roce 1936, ale ve své době byla opomenuta a příliš se nevyužívala. Nyní, díky pokroku v senzorické technice – konkrétně v oblasti piezoelektronických senzorů – se objevily nové možnosti využití této metody [15].

BKG snímá nepatrné pohyby těla způsobené zrychlením krve, která se pohybuje v cévách. Při využití piezoelektrického snímače jsou tyto pohyby převedeny na elektrický signál, jehož teoretický průběh je zobrazený na obr. 1.5 (podle [15]). Jednotlivé jeho části jsou označeny písmeny H, I, J, K (systolická skupina) a L, N, M (diastolická skupina) [15].



Obr. 1.5: Teoretický průběh BKG podle [15]

Z BKG signálu je pak možné mj. zjistit srdeční a dechovou frekvenci [16].

2 ROZBOR SOUČASNÉHO STAVU

2.1 Připojování vestavěných systémů k síti

Velká většina vestavěných systémů pracuje naprosto samostatně. Mikrokontrolér je obvykle připojen např. pouze k tlačítkům, klávesnicím a motorům. Některé vestavěné systémy však vyžadují komunikaci se vzdálenějšími zařízeními, jakými jsou například počítače. Tato komunikace je pak vhodná pro zpracování dat, údržbu systému či sběr velkého množství dat.

2.1.1 Způsoby síťování

Téměř každý dnešní mikrokontrolér obsahuje vestavěné komunikační periferie, které se velmi často využívají právě pro tento typ propojení. Nejčastěji se pak využívají:

- UART – universal asynchronous receive transmit
- I2C – inter-integrated circuit
- SPI – serial peripheral interface

Výjimkou není ani využití průmyslových sběrnic, jako jsou např.:

- Profibus
- CAN
- Interbus
- AS-interface

Stále rozšířenějším se stává komunikace vestavěných zařízení přes TCP/IP. Ta je většinou uskutečněna pomocí různých typů převodníku, jako např. TCP/IP-to-serial atd. [7].

2.2 Wi-Fi

Wi-Fi (viz kapitola 1.1) je dnes využívána jako jedna z nejčastějších technologií pro bezdrátový přenos. O to se zasloužilo zejména její masivní rozšíření v chytrých

mobilech, přenosných počítačích a tabletech, které ji využívají zejména pro připojení k síti Internet. Zvýšení poptávky a velká konkurence při výrobě zařízení zabývajících se technologií Wi-Fi, vedlo v posledních letech ke snížení ceny a rozšíření schopností tzv. Wi-Fi modulů, které jsou základním prvkem pro přenos dat přes Wi-Fi síť. Nižší cena tak dovolila použití Wi-Fi i ve vestavěných zařízeních, jakými jsou například inteligentní bezdrátové senzory [1].

2.2.1 Moderní Wi-Fi moduly

Moderní Wi-Fi moduly dnes můžeme dělit na tři základní skupiny:

- původní, obecně zaměřené Wi-Fi moduly, chipsety a vývojové kity;
- moderní tzv. Ultra Low Power moduly – moduly s nízkou spotřebou energie – zaměřené na mobilní embedded zařízení;
- komplexní Embedded Device Servers (servery pro vestavěné zařízení), které obsahují mikroprocesor a mnoho druhů periférií [17].

2.2.2 Obecně zaměřené Wi-Fi moduly

S příchodem technologie Wi-Fi se jako první začal vyrábět tento typ modulů, a proto byl v té době použit ve většině tehdejších vestavěných aplikací. Postupně přibývaly a vylepšovaly se schopnosti těchto modulů, např. přibyla možnost připojení k sítím se všemi typy Wi-Fi zabezpečení, dále se rozšiřoval maximální počet navázaných spojení a přidána byla i schopnost vytvoření vlastních Ad-Hoc sítí. Tyto možnosti dnes již poskytuje téměř každý Wi-Fi modul ve všech cenových kategoriích.

Tento typ Wi-Fi modulů má jisté obvyklé charakteristické znaky³, kterými se liší oproti Ultra Low Power modulům [17].

- Možnost využití velké většiny dnes známých druhů Wi-Fi protokolů, tzn.

³ Tyto charakteristické znaky jsou obvyklé pro tento typ zařízení u produktů těchto významných výrobců Wi-Fi modulů: Connect One [18], Redpine Signals [19], Texas Instruments [20] a Atmel [21]. Vzhledem k velkému množství výrobců a jejich konkrétních produktů toho typu, nelze tvrdit, že tato charakteristika platí obecně pro všechny výrobce.

802.11a/b/g/n/h/i/j.

- Vyzařovací výkon přibližně 18dBm.
- Častý požadavek na externí mikroprocesor s podporou TCP/IP protokolů.
- Bez vestavěné antény.
- Proudový odběr menší než 2mA při nečinnosti a menší než 220mA při plné aktivitě.
- Často není k dispozici režim spánku se sníženou spotřebou.

2.2.3 Ultra Low Power moduly

Tento typ modulů s nízkou spotřebou energie byl vyvinut specificky pro využití v bateriově napájených vestavěných zařízeních. Hlavními výhodami těchto zařízení jsou nízká cena a velmi dobrá úspora energie. Většina produktů tohoto typu nyní obsahuje i zabudovaný mikrokontrolér s vyvedenými GPIO⁴ piny pro připojení senzorů, či obslužných zařízení (tlačítka, klávesnice atd.).

Obvyklé charakteristické znaky⁵ Ultra Low Power modulů jsou následující:

- Možnost využití malého množství Wi-Fi protokolů, obvykle pouze 802.11b/g.
- Vyzařovací výkon maximálně 18dBm.
- Nabízejí GPIO piny a vstupy na senzory.
- Možnost režimu spánku.
- Proudový odběr menší než $4\mu A$ v režimu spánku a odběr při plné aktivitě maximálně 200mA.

2.2.4 Embedded Device Servers

Embedded Device Servers neboli servery pro vestavěné zařízení jsou komplexní moduly, které obvykle umožňují využití všech síťových protokolů a typů zabezpečení

⁴ GPIO, neboli General-purpose input/output pin, je takový pin, který umožňuje změnu svojí funkce na základě uživatelského nastavení.

⁵ Tyto charakteristické znaky jsou obvyklé pro tento typ zařízení u produktů těchto významných výrobců Wi-Fi modulů: Connect One [18], Redpine Signals [19], Texas Instruments [20] a Atmel [21].

včetně podnikových variant. Jsou vhodné pro vytváření a dlouhodobé provozování sítí, a proto je možné je použít i jako směrovače a jiné síťové prvky. Nejsou zaměřeny na spotřebu a z toho důvodu mohou při plné aktivitě dosahovat odběru proudu až 600 mA [17].

2.3 Telemedicína

Telemedicína⁶ je moderní postup ke vzdálenému sledování zdravotního stavu osob využívaný ve zdravotnictví, sociálních službách i v domácí péči. Obecných definic telemedicíny je více, např. Světová zdravotnická organizace definuje telemedicínu následovně: „Telemedicína je souhrnné označení pro zdravotnické aktivity, služby a systémy provozované na dálku cestou informačních a komunikačních technologií za účelem podpory globálního zdraví, prevence a zdravotní péče, stejně jako vzdělávání, řízení zdravotnictví a zdravotnického výzkumu [22].“

2.3.1 Moderní telemedicínské systémy

Časté využití telemedicíny spočívá ve vzdáleném monitorování osob i mimo nemocniční prostředí. Zejména se jedná o sledování handicapovaných a starších občanů v domovech pro seniory a jiných podobných institucí. Dále je telemedicína používána i u pacientů v domácí péči, příkladem takového systému je Telemon [23].

Dalším příkladem moderního telemedicínského systému je přístroj Tempus IC. Ten dokáže nejen sledovat nejrůznější biologické signály (krevní tlak, hladinu cukru, teplota a srdeční tep), ale dokáže také vyfotit či natočit video pacienta, které lze poslat odborníkům a může tak napomoci k diagnóze. Velkou výhodou tohoto systému je jeho mobilita, která umožnila jeho využití i v letadlech některých společností a napomáhá tak k zabezpečení zdraví pasažérů dálkových letů [24].

Současné komerční telemedicínské systémy jsou však konstruovány pro čistě pro předem dané komerční účely a není tak možné je využít pro účely výzkumné. Největší problém spočívá ve výrobcem uzamčené možnosti exportování naměřených hodnot, což

⁶ Případně také telemonitoring.

je nutný předpoklad výzkumných telemedicínských systémů.

2.3.2 Telemedicínské systémy používající Wi-Fi

V současnosti existuje mnoho telemedicínských systémů, které používají technologii Wi-Fi. Toto je výběr nejzajímavějších z nich.

Prvním zajímavým projektem je systém univerzity Yonsei, který přes Wi-Fi, HSDPA, nebo WiBro umí přenášet video, biologické signály i textové zprávy do zařízení PDA. Jedná se zejména o pohotovostní systém, jehož smyslem je varovat obsluhu, pokud dojde k ohrožení života pacienta.[25]

Systém univerzity sv. Cyrila a Metoděje ve Skopji si dal za cíl propojit nemocnice pomocí technologie WiMAX a Wi-Fi a vytvořit tak stabilní síť, ve které by bylo možné sdílet data o pacientech, zkušenosti a odborné znalosti mezi lékaři z různých nemocnic. Tento systém byl vyvinut v Makedonské republice, kde našel uplatnění mj. také díky nekvalitnímu pokrytí jinými bezdrátovými technologiemi.[26]

Dalším podobným projektem je hybridní senzorová síť Zigbee-WiFi-WiMAX, která byla vyvinuta v Indii. Tento systém by měl vytvořit informační spojení mezi domovy pro seniory a nemocnicemi v okolí. Technologie Zigbee je zde použita k pokrytí vzdáleností menších než 2 km a kombinace technologií Wi-Fi a WiMAX na pokrytí vzdálenosti do 20 km.[27]

Neméně zajímavý je projekt, který se nezabývá návrhem konkrétního telemedicínského systému, ale zaměřil se na testování systémů, které používají Wi-Fi. Zaměřen je zejména na stránku spolehlivosti a zabezpečení přenosu. Z výsledků stručně plyne, že správně nakonfigurovaná Wi-Fi síť je vhodná pro přenos biologických signálů, za předpokladu použití odpovídajícího typu zabezpečení. Podrobnější závěry a detailnější informace jsou v článku [28].

3 CÍL PRÁCE

Cílem této práce je implementace bezdrátové komunikace přes Wi-Fi síť pro přenos biologických signálů do nadřazeného PC systému, za účelem vylepšení výzkumného telemedicínského systému. Implementace je tvořena jako programová knihovna pro mikrokontrolér. Tento systém je vytvářen mj. také za účelem použití jako školní pomůcky pro výuku vysokoškolských studentů v předmětech zabývajících se lékařskou elektronikou. Z tohoto důvodu jsou pro systém důležité následující požadavky:

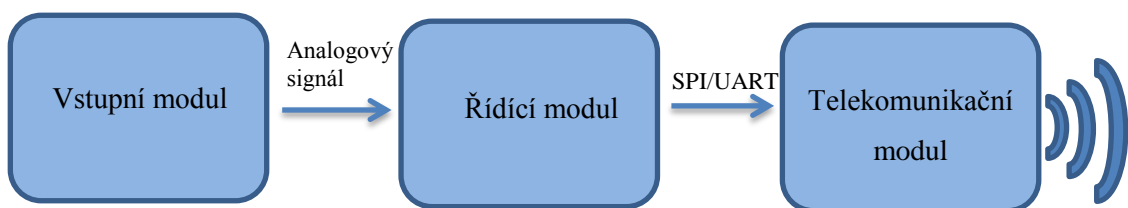
- snadnost použití,
- modularita systému,
- možnost exportování naměřených dat za účelem dalšího zpracování,
- moderní řešení.

Hlavní částí práce je vytvoření programové knihovny sloužící k ovládní Wi-Fi modulu pomocí mikrokontroléru. Další částí této práce je návrh a implementace jednoduché aplikace na příjem naměřených dat, která je schopna jejich základního zpracování, uložení a vykreslení. Posledním bodem zadání je ověření správné činnosti systému na experimentálním měření, pro které byl jako měřený biologický signál vybrán BKG.

4 HARDWAROVÉ ŘEŠENÍ

Vyvíjený telemedicínský systém je vytvořen jako systém modulární, skládá se tedy z jednotlivých modulů, které mají jednoznačně dané funkce, díky čemuž je možné měnit funkčnost systému podle jeho sestavení. Při použití tohoto systému je pak velmi snadné systém sestavit a následně oživit pro konkrétní aplikaci. Tento systém se skládá ze tří částí (obr. 4.1):

- vstupních modulů,
- řídicího modulu
- a výstupních telekomunikačních modulů.



Obr. 4.1: Obecný koncept telemedicínského systému [29]

4.1 Vstupní modul

Tento telemedicínský systém bezdrátově přenáší data, která jsou naměřena na kanálech AD převodníku (dále ADC) použitého mikrokontroléru. Systém je tedy univerzální, a tak je možné přidat jakýkoliv měřicí přístroj, nezávisle na měřeném biologickém signálu za podmínky, že elektrický signál bude splňovat rozsah a schopnosti ADC. Tím je míněn zejména napěťový rozsah vstupního kanálu ADC. Z toho důvodu je nutné pro téměř každý měřicí přístroj vstupní modul s měřicím obvod, jehož výstupem bude elektrický signál kompatibilní s ADC periferií mikrokontroléru.

Vstupní modul má tedy za cíl převést měřenou veličinu na analogový signál s požadovaným napěťovým rozsahem, výstupní impedancí, nebo případně na digitální signál s definovanými napěťovými úrovněmi.

Pro tento konkrétní systém jsou připraveny vstupní moduly a měřicí přístroje, které umožňují měření následujících biologických signálů:

- elektrokardiograf (EKG) – Einthovenovy svody,
- krevní tlak – oscilometrická metoda,
- kyslíková saturace – pulzní oxymetrie [29].

4.1.1 Měření BKG

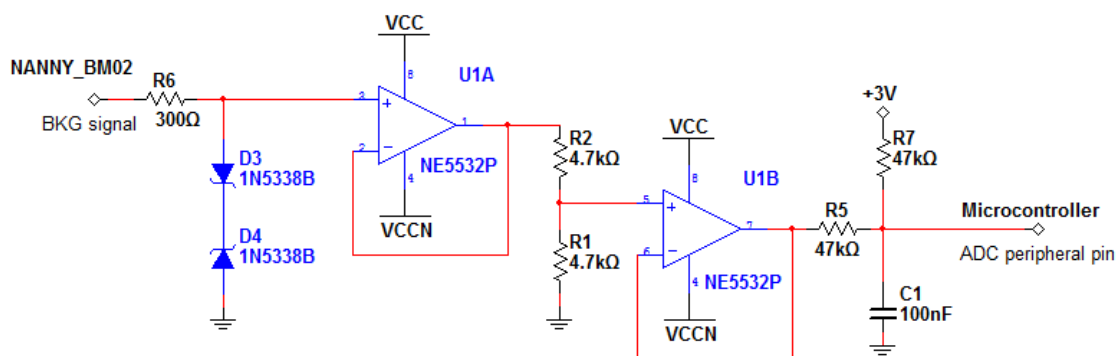
Nad rámec této práce byl navrhnout a sestaven jednoduchý vstupní obvod (viz obr. 4.2) pro měření BKG signálu (viz kapitola 1.8.1), na kterém je testován přenos přes Wi-Fi síť. Tento snímač se nachází v podložce, kterou můžeme vidět na obr. 4.2. Tato podložka s označením Nanny BM-02 slouží pro monitorování dechové aktivity novorozence a je určena pro zapojení do vyhodnocovací jednotky, která v případě zástavy dechu spustí alarm.



Obr. 4.2: Piezoelektrická snímací podložka

Vstupní obvod, který je na obr. 4.3, má za cíl vhodně upravit signál generovaný piezoelektrickým snímačem tak, aby byl kompatibilní s AD převodníkem mikrokontroléru. Piezoelektrická snímací podložka generuje napětí v rozsahu -20 V až $+20\text{ V}$ v závislosti na detekovaném tlaku způsobeném měřenou osobou. Empiricky bylo avšak zjištěno, že užitečný signál při měření BKG nabývá pouze hodnot -5 až $+5\text{ V}$, vyšší hodnoty jsou způsobeny pohybovými artefakty. Napětíový rozsah vstupu ADC je 0 až $2,8\text{ V}$. Z důvodu pohybových artefaktů je na začátku obvodu omezeno napětí dvěma Zenerovými diodami na napětíový rozsah -5 až $+5\text{ V}$, aby se zabránilo

poškození vstupu ADC. Napětí generované snímací podložkou je velmi závislé na zátěži, a proto je před dalším zpracováním odděleno napěťovým sledovačem. Dále je napětí odporovým děličem zmenšeno na polovinu své původní hodnoty a dosahuje tak hodnot $-2,5$ až $+2,5$ V. V poslední části obvodu dochází k přičtení napětí o velikosti $+3$ V a další zmenšení napětí na polovinu odporovým děličem. Tento signál poté prochází dolní propustí s mezní frekvencí $f_0 = 33$ Hz, která vyfiltruje nepotřebnou část signálu. Po těchto úpravách je výsledné napětí rozsahu 0 V až 2,8 V, což je bezpečné napětí pro vstup ADC.



Obr. 4.3: Vstupní obvod pro měření BKG signálu

4.2 Řídicí modul

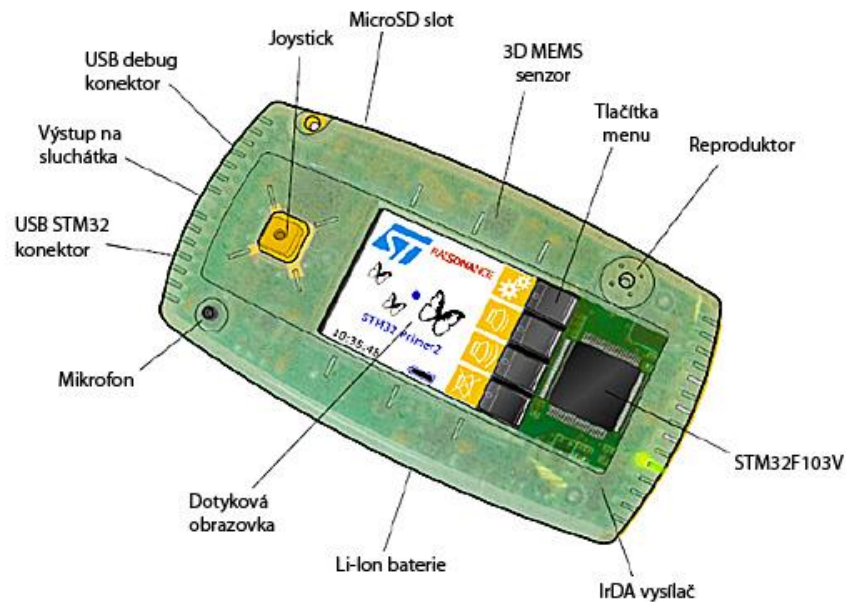
Řídicí jednotkou celého systému je vývojový kit **STM32-Primer2**. Jedná se o vývojový kit založený na mikrokontroléru STM32F103VET6. Svojí jednoduchostí a upravitelností je vhodný pro vývoj vestavěných systému. Je založen na technologii ARM Cortex-M3 s architekturou ARMv7. Tento procesor používá Harvardskou architekturu, což znamená, že je fyzicky oddělena paměť programu a data a jejich spojovací obvody. Nejdůležitější vlastnosti a periferie daného mikrokontroléru jsou následující:

- ARM 32-bit Cortex-M3 CPU, 72 MHz,
- 512 kB Flash paměť,
- 64 kB SRAM paměť,
- debugovací rozhraní SWD,

- podpora komunikačních rozhraní: USART, CAN SPI, USB 2.0, IrDA, I2C a LIN.

Kit STM32-Primer2 má také následující vestavěné komponenty, jejichž rozmístění můžete vidět na obr. 4.4:

- barevný dotykový LCD displej s rozlišením 128x160 pixelů,
- 4 tlačítka,
- 4směrový joystick s tlačítkem,
- 2 USB konektory,
- IrDA vysílač,
- hardwarový audio kodek připojený na zabudovaný mikrofon a reproduktor,
- sluchátkový konektor,
- akcelerometr MEMS trojosý,
- slot na MicroSD karty,
- externí konektor, na kterém jsou vyvedené nepoužité I/O piny mikrokontroléru [30].



Obr. 4.4: Rozmístění komponent na vývojovém kitu STM32-Primer2 podle [30]

4.2.1 STM32VLDISCOVERY

Vývoj programové knihovny probíhal z důvodu nedostupnosti kitu STM32-Primer2 zejména na kitu STM32VLDISCOVERY (obr. 4.5 převzatý z [31]). I tento kit obsahuje mikrokontrolér typu ARM Cortex-M3 s architekturou ARMv7, a to konkrétně STM32F100RB. Tento vývojový kit nabízí následující nejdůležitější vlastnosti, periférie a vestavěné komponenty:

- ARM 32-bit Cortex-M3 CPU, 24 MHz,
- 128 kB Flash paměť a 8 kB RAM paměť,
- debugovací rozhraní SWD,
- podpora komunikačních rozhraní USART, SPI a I2C,
- 2 tlačítka,
- 2 uživatelské LED [31].



Obr. 4.5: Vývojový kit STM32VLDISCOVERY [31]

4.3 Telekomunikační modul

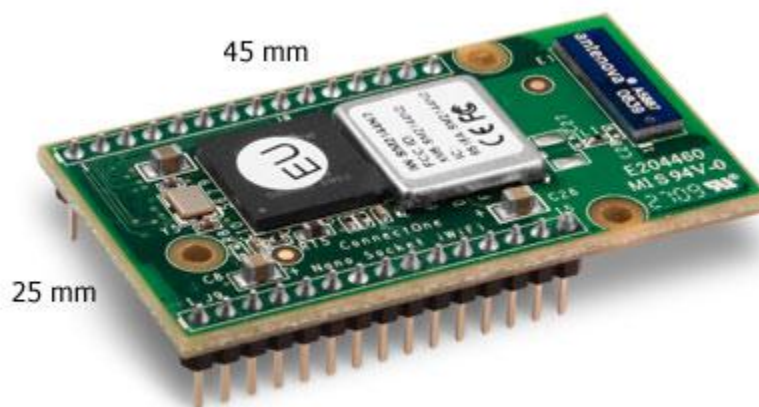
Jedním z cílů vyvíjeného telemedicínského systému je schopnost modulu přenášet naměřené biologické signály s využitím bezdrátových technologií:

- Wi-Fi,
- Bluetooth,
- GSM.

Tato práce se zabývá realizací tohoto přenosu pomocí technologie Wi-Fi.

4.3.1 Wi-Fi modul

Pro bezdrátový přenos dat přes Wi-Fi síť byl zvolen modul **Nano Socket iWiFi™**. Jedná se o vestavěný Wireless LAN bridge, který umožňuje snadné připojení jakékoliv aplikace do 802.11b/g Wi-Fi sítí. Obsahuje procesor CO2144 IP Communication Controller, chipset Marvell 88W8686 WiFi a integrovanou anténu. Modul je zobrazen na obr. 4.6 [32].



Obr. 4.6: Miniaturní Wi-Fi modul Nano Socket iWiFi™ se znázorněnými rozměry [32]

Modul používá vysoko-úrovňové AT+i™ API a díky tomu nevyžaduje žádné dodatečné Wi-Fi ovladače nebo zabezpečovací a síťové protokoly. Nano Socket iWiFi™ dále podporuje:

- komunikační rozhraní UART, SPI, RMII a USB,
- až 10 souběžných TCP/UDP socketů,
- web server se dvěma webovými stránkami,
- SMTP a POP2 klienty,
- FTP a TELNET klienty,
- SerialNET™ mód pro přemostění sériové komunikace na IP,
- zabezpečení HTTPS, FTPS, WEP, WPA a WPA2,
- vzdálené nastavení a aktualizace firmware přes internet.

Pro použití v tomto konkrétním systému je velmi vhodný již zmíněný SerialNET™ mód. Po jeho aktivaci vysílá modul všechna data, která přijme po sériové lince do Wi-Fi sítě, ke které je připojen. Maximální rychlost takového přenosu je s využitím vysoko-

rychlostního UART 3 Mb/s.

Modul nespadá do kategorie Ultra Low Power (viz kapitola 2.2.3), která se vyznačuje moduly s velmi nízkou spotřebou energie, i přesto však má v nejvyšším vytížení odběr proudu maximálně 280 mA, což stále umožňuje využití v zařízení, které je napájeno bateriově. Pro takové použití je nutné důsledně využívat tzv. Power Save Mode, který modul uvrhne do stavu velmi nízkého odběru proudu a zvýší se tak úspora energie. Další informace o elektrických parametrech modulu jsou [33]. Každých 40 ms modul kontroluje, zda je veškerá komunikace neaktivní, a je tak možné vstoupit do tohoto úsporného módu (za předpokladu dalších dodatečných podmínek) [33]. Jakákoliv aktivita na sériovém portě nebo příchozí data přes Wi-Fi modul probudí a ukončí Power Save Mode.

Tento telemedicínský systém je navrhnut tak, aby bylo možné jej napájet buď bateriemi, nebo pomocí externího napájení ze sítě [34].

Výhodou modulu je schopnost připojení do Wi-Fi sítí se všemi dnes používanými typy zabezpečení, a to včetně Wi-Fi sítí s podnikovými variantami zabezpečení typu WPA-Enterprise a WPA2-Enterprise. Modul totiž umožňuje nahrání certifikátu, který je k takovému připojení nutný. Tato vlastnost se hodí zejména, vezmeme-li v úvahu cílené využití v nemocnicích a dalších ošetrovatelských zařízeních, kde se Wi-Fi sítě s tímto typem zabezpečení často vyskytují.

5 SOFTWAREVÉ ŘEŠENÍ

Pro implementaci programové knihovny na ovládání Wi-Fi modulu je využita koncepce konečného automatu (viz kapitola 1.6). Ovládání samotného modulu pak probíhá přes AT+i příkazy (viz kapitola 1.7.1). Tato programová knihovna byla napsána tak, aby byla nezávislá na použitém mikroprocesoru.

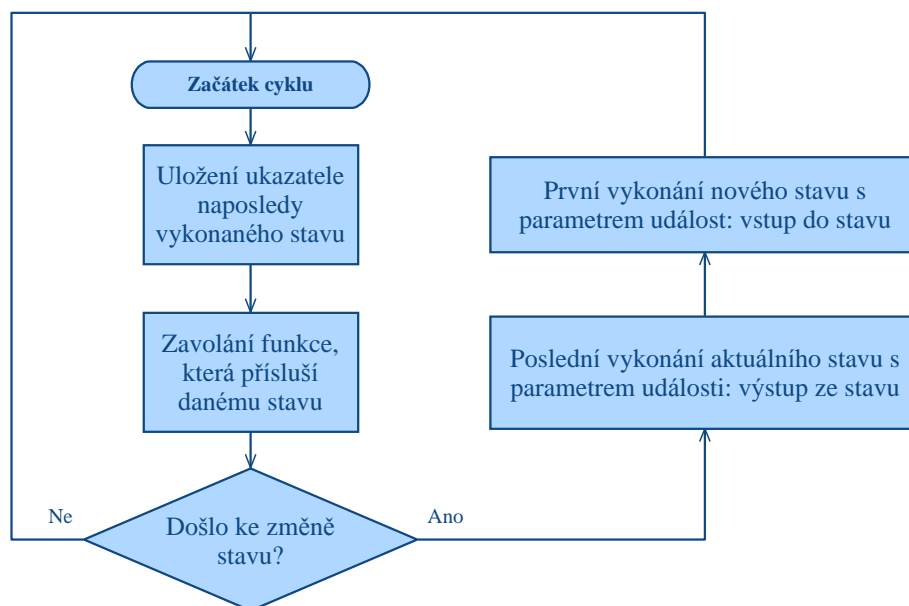
5.1 Implementace konečného automatu

Programová knihovna pro komunikaci s Wi-Fi modulem je vytvořena jako konečný automat. K implementaci konečného automatu v programovacím jazyce C jsou použity ukazatele na funkci. Každý stav je poté reprezentován funkcí, které je jako parametr předávána struktura, ve které jsou uloženy proměnné společné pro všechny stavy a tzv. parametr události. Tento parametr události je výčtového typu enum a může nabývat tří hodnot:

- Vstup do stavu.
- Hlavní činnost stavu.
- Výstup ze stavu.

Každý stav má naimplementované tyto tři události a na základě předaného parametru vykoná činnost příslušnou jedné z událostí. Událost při vstupu do stavu a výstupu ze stavu se vykonají pouze jednou za jednu změnu stavu a hlavní činnost stavu je vykonávána opakovaně, dokud není stav změněn.

Princip implementace konečného automatu v jazyce C je založen na nekonečném cyklu, ve kterém je stále volána hlavní funkce automatu [35]. Tato funkce má za úkol při každém průběhu volat funkci (stav), jejíž adresa je aktuálně v ukazateli. Dále má za úkol měnit parametr události při změně stavu. Její vývojový diagram je znázorněn na obr. 5.1.



Obr. 5.1: Vývojový diagram hlavní funkce konečného automatu

5.1.1 Stavy automatu

Při komunikaci s Wi-Fi modulem jsou každému AT+i příkazu (viz kapitola 1.7) přiřazeny dva stavy automatu, jeden pro jeho odeslání a druhý pro přijetí odpovědi na daný příkaz a její zpracování. Dalšími stavy automatu jsou:

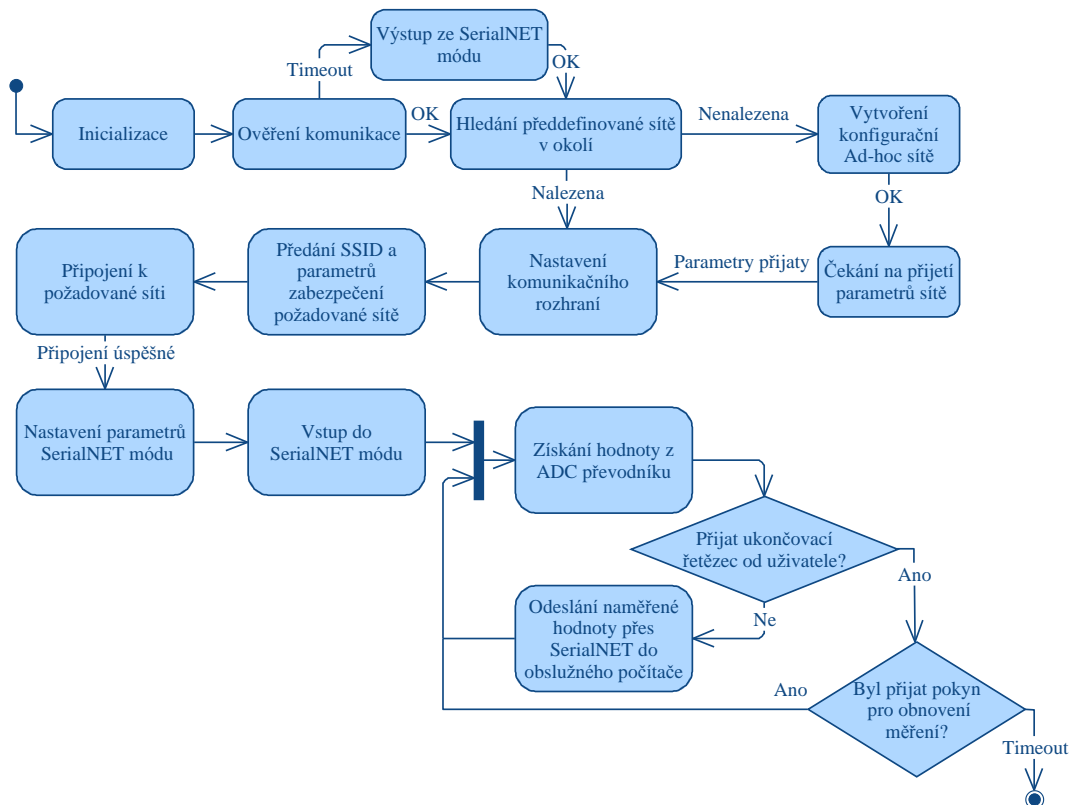
- Inicializační stav.
- Obsluha komunikační chyby.
- Obsluha chyby nastávající po vypršení časového limitu na odpověď.
- Odeslání naměřené hodnoty.
- Získání hodnoty z AD převodníku⁷.

Rozhodnutí o tom, do kterého stavu automat přejde, je závislé na aktuálním stavu, na přijaté odpovědi a na době strávené v aktuálním stavu. Vzhledem k tomuto faktu můžeme říci, že se jedná o Mealyho konečný automat (viz kapitola 1.6.2).

⁷ ADC (Analog to digital convertor), neboli převodník analogových signálů na digitální. Jedná se o periférii použitého mikrokontroléru.

5.1.2 Stavový diagram

Na obr. 5.2 je znázorněn zjednodušený stavový diagram tohoto konečného automatu, jeho popis je níže v této kapitole. Zjednodušení z důvodu přehlednosti se týká zejména faktu, že z každého komunikačního stavu existuje možnost přejít do stavu obsluhy chyby, která v tomto diagramu není zobrazena. V případě, že dojde k takovéto chybě, proběhne signalizace uživateli pomocí LED diod a neúspěšně vykonaný stav se s pevně danou prodlevou opakuje.



Obr. 5.2: Stavový diagram programové knihovny

Na začátku běhu programu proběhne inicializace proměnných a stavů, poté se ověří, zda modul reaguje na základní příkaz. V případě, že nepřišla odpověď, je odeslán příkaz pro výstup ze SerialNET režimu, pokud je tento režim skutečně aktivovaný, modul na tento příkaz odpoví, režim opustí a komunikace tak byla ověřena. Poté se zažádá o výpis Wi-Fi sítí v okolí, ve kterém se vyhledá výchozí síť. Pokud není nalezena, vytvoří se konfigurační ad-hoc síť a aktivuje se režim SerialNET. K vytvořené ad-hoc síti se připojí obslužný počítač a aplikací (viz kapitola 5.5.3) se odešlou

parametry cílené – již vytvořené – Wi-Fi síť (SSID, heslo atd.) do mikrokontroléru. Parametry se zpracují a na jejich základě jsou odeslány příslušné příkazy pro připojení do Wi-Fi sítě. Po připojení k síti se nastaví a aktivuje režim SerialNET. Mikrokontrolér poté odečte hodnoty z příslušných ADC kanálů a odešle je do modulu, který je odešle přes Wi-Fi síť do obslužné aplikace. Tuto činnost opakuje, dokud z aplikace nepřijde řetězec pro ukončení, po kterém se cyklus zastaví. Následně se čeká 5 minut, zda nebude měření obnoveno dalším příkazem zaslaným z aplikace, pokud se tak nestane, mikrokontrolér přejde do režimu nízké spotřeby.

5.2 Program v jazyce C

Programová knihovna v jazyce C pro mikrokontrolér byla vyvíjena ve vývojovém prostředí CoCoX IDE s využitím kompilátoru GCC ARM Embedded 4.7. Toto vývojové prostředí je k dispozici zdarma a bez omezení velikosti kódu. Ladění – debugování – programu probíhalo přes rozhraní SWD s použitím debuggeru ST-Link, který je součástí vývojového kitu STM32VL Discovery, na němž probíhala velká část vývoje programové knihovny.

5.3 Použité AT+i příkazy

Pro nastavení a ovládání použitého Wi-Fi modulu Nano Socket iWiFi byly zapotřebí následující AT+i příkazy (viz kapitola 1.7.1) [12]. Toto jsou nejdůležitější z nich:

- AT+iDOWN, po jeho použití vykoná modul softwarový reset, přeruší probíhající internetový přenos a čeká na přijetí dalšího příkazu.
- AT+iRP11, modul v odpovědi vypíše všechny nalezené Wi-Fi sítě v dosahu.
- AT+iDIP nastaví IP adresu modulu na zadanou.
- AT+iDSLTT nastaví, na jakou dobu zapůjčuje IP adresy DHCP server modulu.
- AT+iFD uvede modul do továrního nastavení.
- AT+HIF specifikuje rozhraní, které bude použité pro komunikaci

mezi modulem a hostitelským zařízením při následující relaci.

- AT+iWLCH určí výchozí komunikační Wi-Fi kanál.
- AT+iWLSI určí SSID (viz kapitola 1.3.1) cílové Wi-Fi sítě.
- AT+iWSTn nastaví typ použitého zabezpečení pro jednotlivé uložené SSID sítě.
- AT+iLPRT nastaví, na jakém portu bude modul naslouchat připojení klienta.
- AT+iFCHR nastaví ukončovací znak v módu SerialNET.
- AT+iSNSI nastaví parametry sériové komunikace při použití módu SerialNET.
- AT+iSNMD aktivuje SerialNET mód.

Na přijetí a následné bezchybné vykonání každého z výše uvedených příkazů reaguje modul odpovědí I/OK. Po této odpovědi následuje – po některých specifických příkazech – i návazná odpověď, ve které jsou předány další informace. Při chybě reaguje modul odpovědí I/ERROR(x), kde x je kódové označení chyby [12].

5.4 Ovládání Wi-Fi modulu

K nastavení a řízení specifických akcí Wi-Fi modulu je nutné zaslat konkrétní posloupnost AT+i příkazů. Zde jsou uvedeny posloupnosti příkazů, které byly pro tento systém použity. Použité příkazy jsou popsány v kapitola 5.3, případně detailněji v [12].

5.4.1 Konkrétní posloupnosti příkazů

Mikrokontrolér nejprve ověří komunikaci, poté nastaví vše do továrního nastavení a následně vypne automatické echo modulu, které jinak vrací každý odeslaný znak zpět do mikrokontroléru. Posloupnost příkazů je na obr. 5.3.



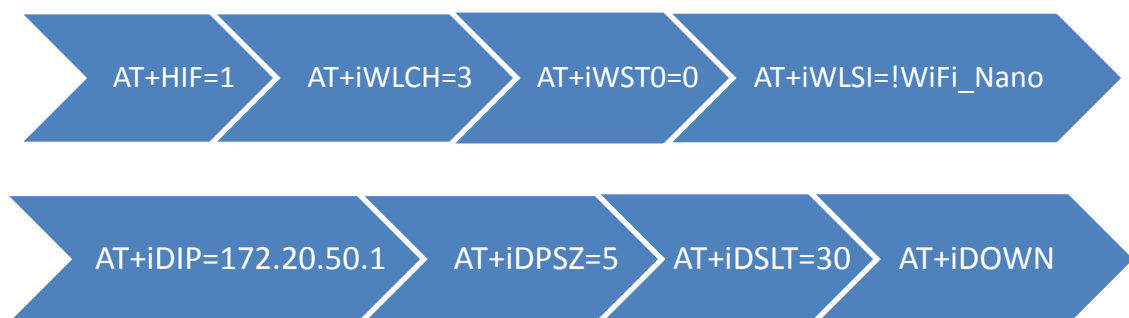
Obr. 5.3: Ověření připojení k modulu a základní inicializace

V dalším kroku se se vypíše všechny sítě nalezené v okolí a ty mikrokontrolér porovná s defaultní Wi-Fi sítí (viz obr. 5.4).



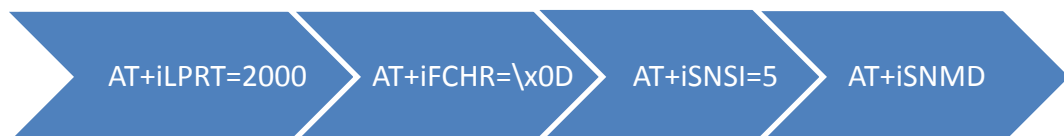
Obr. 5.4: Žádost o výpis Wi-Fi sítí nalezených v okolí

Pokud je defaultní Wi-Fi síť nalezena jsou přeskočeny následující posloupnosti příkazů a modul se okamžitě začne připojovat k této síti (viz obr. 5.7). V případě, že výchozí Wi-Fi síť v okolí není nalezena, tak je inicializována a spuštěna Ad-hoc síť⁸, což můžeme vidět na obr. 5.5.



Obr. 5.5: Inicializace a spuštění Ad-hoc sítě

Při aktivované Ad-hoc síti se modul přepne do SerialNET módu (viz kapitola 4.3.1) pomocí sekvence příkazů, které jsou na obr. 5.6.

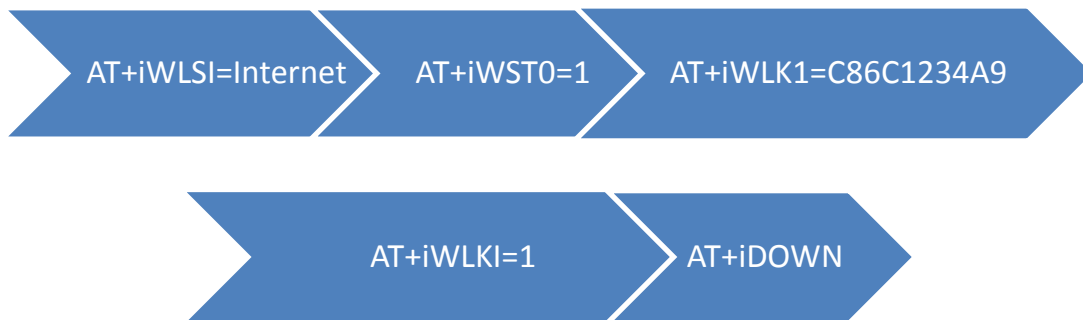


Obr. 5.6: Inicializace a aktivace SerialNET módu

Nyní se k Ad-hoc síti připojí obslužné zařízení (např. PC) a pomocí obslužné aplikace (viz kapitola 5.5) zašle parametry (SSID, typ zabezpečení, heslo atd.) cílové Wi-Fi síti.

Mikrokontrolér poté zašle příkazy potřebné k připojení k požadované Wi-Fi síti. Sekvence těchto příkazů se liší pro každý typ zabezpečení, proto je zde na obr. 5.7 uveden příklad připojení k síti zabezpečené pomocí WEP.

⁸ Ad-hoc síť je dočasné spojení dvou a více zařízení sloužící ke konkrétnímu účelu. [2]



Obr. 5.7: Ukázkové připojení k Wi-Fi síti zabezpečené pomocí WEP

Po úspěšném připojení k Wi-Fi síti se modul opět přepne do SerialNET módu pomocí sekvence příkazů z obr. 5.6 a je připraven k odesílání naměřených hodnot.

5.5 Obslužná aplikace

V rámci této práce je navrhována a implementována také aplikace pro nadřazené zařízení (PC, notebook aj.), která obsluze slouží pro:

- příjem dat,
- základní zpracování,
- zobrazení naměřených dat,
- exportování do souboru.

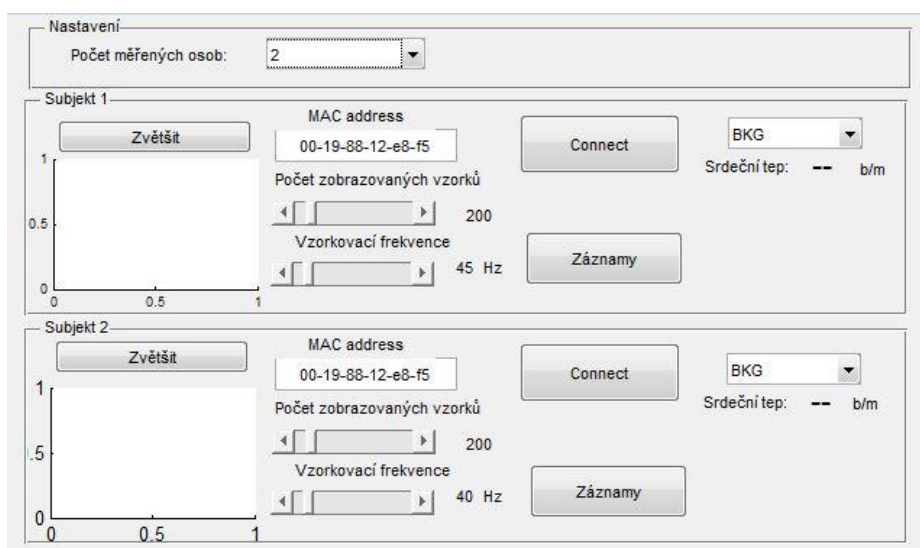
Tato aplikace je implementována ve vývojovém prostředí MATLAB a obsahuje grafické uživatelské prostředí (dále jen „GUI“). Prostředí MATLAB bylo pro tuto aplikaci zvoleno z důvodu největších možností pro následné úpravy naměřených dat. Toto prostředí totiž umožňuje rychlé a snadné zpracování signálu a nabízí mnoho možností jejich vykreslení.

5.5.1 Hlavní aplikace

Tato aplikace umožňuje přijímat data, a to z jednoho i více měřených subjektů naráz. Všechna přijatá data jsou uložena do dočasné proměnné a po ukončení měření se data automaticky exportují do souboru. Dále aplikace umožňuje náhled části přijatých dat v reálném čas a dává tak obsluze představu o měřeném signálu.

Jedním z důležitých prvků je také možnost sledování jaké hodnoty nabývá srdeční tep subjektu. Tato hodnota může být vypočtena ze signálu EKG, nebo BKG (viz kapitola 1.8). Algoritmy pro její výpočet jsou spolu s dalšími možnostmi zpracování naměřených hodnot popsány v kapitole 5.6.

Před připojením k modulu se nastavují tři vstupní hodnoty: MAC adresa Wi-Fi modulu, vzorkovací frekvence signálu a počet vzorků k vykreslení v náhledovém zobrazení. GUI aplikace je na obr. 5.8.

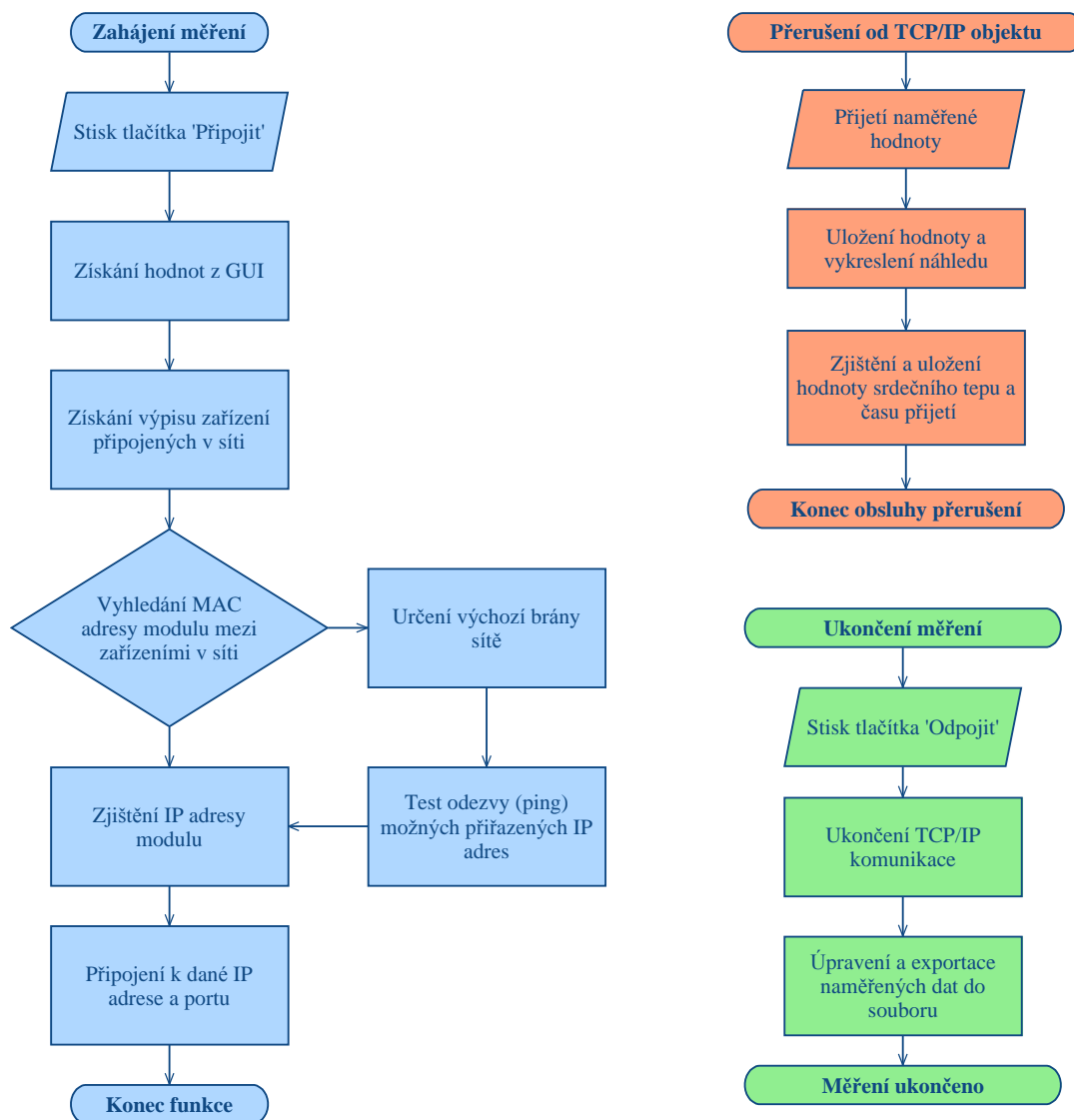


Obr. 5.8: Grafické uživatelské rozhraní (GUI) obslužné aplikace

GUI nabízí možnost přidání komponent pro měření a sledování více osob. Dále je možné zvolit typ měřeného signálu (EKG, BKG aj.), podle čehož je poté vybrán algoritmus pro zjišťování srdečního tepu. Nabízí také možnost zobrazit již naměřené záznamy (viz kapitola 5.5.3)

5.5.2 Vývojový diagram hlavní aplikace

Běh aplikace je znázorněn vývojovým diagramem na obr. 5.9, jehož popis je na následujících řádcích této kapitoly.



Obr. 5.9: Vývojový diagram aplikace

Tato aplikace využívá přerušeni od GUI a TCP/IP objektů, které MATLAB nabízí. Měření je zahájeno stiskem tlačítka „Připojit“, což vyvolá obsluhu přerušeni od tohoto tlačítka. V této obsluze je zahájen sběr dat z ostatních GUI komponent, které uživatel nastavil (MAC adresa, vzorkovací frekvence atd.). Poté je z MATLABu zavolán příkaz do příkazové řádky Windows „arp -a“, který vrátí seznam všech zařízení aktuálně připojených k síti. Program poté ověří, zda se v seznamu nachází i MAC adresa hledaného modulu. Pokud ano, zjistí se přiřazená IP adresa modulu a aplikace se k této IP adrese připojí.

Pokud však MAC adresa hledaného modulu není ve výpisu, tak se zjistí IP adresa

DHCP serveru (příkaz „`ipconfig /all | findstr /C:"Server DHCP"`) a na jejím základě proběhne ověření odezvy (pomocí příkazu „`ping`“) všech IP adres, které mohl přiřadit daný DHCP server. Po tomto kroku je již možné objevit i zařízení, které jsou sice připojena k síti, ale doposud v síti nekomunikovala. Následně je znovu zavolán příkaz „`arp -a`“, který vrátí aktualizovaný seznam všech zařízení připojených k síti. V případě, že je modul správně připojen k síti, v tomto aktualizovaném výpisu již bude nalezen a aplikace se k němu připojí.

Při přijetí jedné naměřené hodnoty, což je rozpoznáno přijetím ukončovacího znaku, vznikne přerušení od daného TCP/IP objektu. V obsluze tohoto přerušení je naměřená hodnota uložena do paměti. Dále proběhne zpracování vzorku pro algoritmus zjištění tepové frekvence a následně je vykreslen náhled i s nově přijatou hodnotou.

Pokud se uživatel rozhodně měření ukončit stiskem tlačítka „Odpojit“, v obsluze přerušení tohoto tlačítka je ukončena komunikace s daným TCP/IP objektem. Po ukončení komunikace jsou upravena naměřená data a následně exportována do souboru, který v názvu obsahuje MAC adresu modulu a čas začátku měření. Takto exportovaný soubor obsahuje tři sloupce:

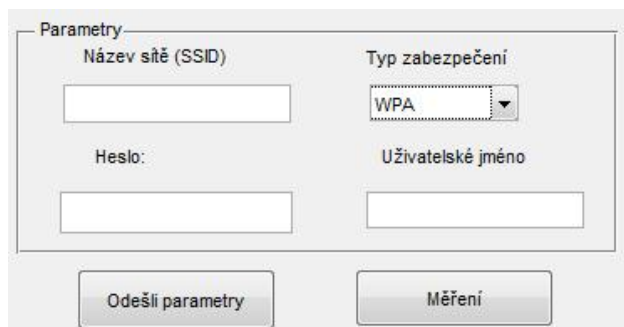
- časový údaj přijetí vzorku,
- hodnota vzorku,
- příslušná hodnota srdečního tepu.

Každému řádku pak odpovídá jeden přijatý vzorek.

5.5.3 Vedlejší aplikace

Mimo hlavní aplikaci pro příjem dat byly implementovány i dvě vedlejší aplikace, které mohou být spuštěny buď přímo z hlavní aplikace stiskem příslušného tlačítka, nebo zcela samostatně.

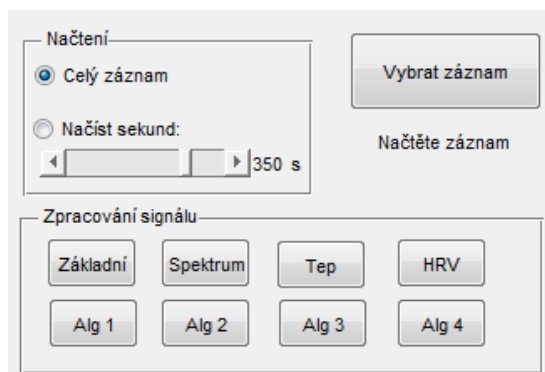
První z nich je aplikace pro odeslání parametrů cílové Wi-Fi sítě do mikrokontroléru. Těmito parametry jsou SSID, typ zabezpečení, případně pak i heslo a přihlašovací jméno. GUI této aplikace je na obr. 5.10.



Obr. 5.10: GUI vedlejší aplikace pro odeslání parametrů

Příkladem použití této aplikace je moment, kdy v okolí není dostupná výchozí Wi-Fi síť a uživatel požaduje, aby naměřená data byla posílána přes konkrétní, již existující Wi-Fi síť. V této situaci je nutné připojit uživatelský počítač do ad-hoc Wi-Fi sítě (SSID: „iWiFi Nano“) vytvořenou modulem poté, co nenalezl defaultní Wi-Fi síť. Po připojení se zadají parametry požadované Wi-Fi sítě do aplikace, ta se připojí k modulu a přes Wi-Fi je odešle do mikrokontroléru. Ten parametry zpracuje, na jejich základě nastaví Wi-Fi modul, deaktivuje ad-hoc síť a provede připojení do zadané sítě.

Druhou z vedlejších aplikací je software pro načtení již naměřených záznamů ze souboru a jejich možné zpracování. GUI této aplikace je zobrazeno na obr. 5.11.



Obr. 5.11: GUI vedlejší aplikace pro načtení a zpracování záznamu

Každý průběh, který naměří hlavní aplikace, je následovně exportován do souboru a tato aplikace umožňuje načtení takového souboru. Je možné načíst celý soubor nebo pouze jeho část. To je užitečné, např. pokud víme, že několik posledních sekund záznamu je znehodnoceno pohybovými artefakty. Po načtení souboru je možné daný průběh zpracovat, a to buď pomocí předprogramovaných algoritmů (viz kapitola 5.6),

nebo lze data načíst jako strukturu do MATLAB workspace a zpracovat individuálními úpravami. Další možností je implementování vlastních algoritmů pro zpracování, k jejichž spuštění je možné použít tlačítka s označením „Alg“, které jsou v GUI právě pro tento případ.

5.6 Algoritmy pro zpracování dat

Aplikace na načtení záznamu ze souboru umožňuje i základní zpracování dat. Algoritmy, které jsou k tomuto zpracování použity, jsou pro každý biologický signál odlišné. Tato aplikace obsahuje několik předprogramovaných algoritmů. Pro signály EKG a BKG jsou to např. algoritmy pro:

- filtraci signálu,
- výpočet a vykreslení frekvenčního spektra signálu,
- výpočet a vykreslení průběhu srdečního tepu,
- výpočet a vykreslení tzv. Heart Rate Variability (dále jen „HRV“) [36].

Jedno z použití tohoto systému je ve výuce lékařské elektroniky, z toho důvodu byla aplikace koncipována tak, aby bylo snadné přidat další algoritmy na zpracování dat.

5.6.1 Zjištění srdečního tepu z BKG signálu

Při experimentálním měření, které je popsáno v kapitole 6, se měří biologický signál BKG, proto je algoritmus na jeho zpracování popsán v následujících řádcích.

Cílem zpracování signálu je zjistit srdeční tep měřené osoby. Nejprve se signál normalizuje, tedy od všech hodnot průběhu se odečte hodnota průměru. Následuje filtrace signálu na propust 5–15 Hz, což je šířka pásma, ve které je srdeční tep. Tím se odfiltrují nežádoucí vlivy dýchání a případného okolního rušení. Z takto upraveného signálu je již možné snadno pozorovat srdeční komplexy. Pro jejich počítačovou detekci se nejprve zjistí energie signálu. Z energie signálu, poté provedeme detekci vrcholů a zjistíme časové rozdíly mezi sousedními vrcholy, který nám určují tepovou frekvenci. Výše popsany algoritmus je jednou z více možností, jak zjistit srdeční frekvenci z BKG signálu. Závislost zjištěného srdečního tepu na čase nám dává HRV, ze které lze po

zpracování 30bodovým filtrem s klouzavým průměrem získat průběh srdečního tepu.

Tento algoritmus je jednak možné použít na průběh načtený ze souboru, ale dokonce i pro výpočet aktuální přibližné hodnoty srdečního tepu v průběhu měření. To lze využít pro porovnání takto vypočteného tepu s hodnotou měřenou jiným referenčním měřicím přístrojem.

6 EXPERIMENTÁLNÍ MĚŘENÍ

Experimentální měření proběhlo na biologickém signálu BKG (viz kapitola 1.8.1). Při tomto měření byl použit hardware popsáný v kapitole 4 s výjimkou řídicího modulu, který byl namísto kitu STM32-Primer2 nahrazen kitem STM32VL Discovery. K tomuto kroku došlo z důvodu, že STM32-Primer2 nebyl v době měření k dispozici.

6.1 Podmínky měření

Všechny měřené osoby byly měřeny vleže s podložkou Nanny BM-02 pod zády. Minimální doba měření byla 3 minuty, během níž byly osoby instruovány k omezení pohybu na minimum, aby se zmenšil počet pohybových artefaktů. Každá z osob měla na prstě pulzní oxymetr, který byl použit k referenčnímu měření srdečního tepu.

6.2 Měřené osoby

Tabulka 6.1 uvádí základní biologické veličiny (pohlaví, věk, váha a výška) měřených osob. Dále tabulka obsahuje informace o zdravotních problémech, které by mohly mít vliv na výsledky měření a také informaci o tom, zda měřená osoba aktivně sportuje (tzn. alespoň jedenkrát týdně).

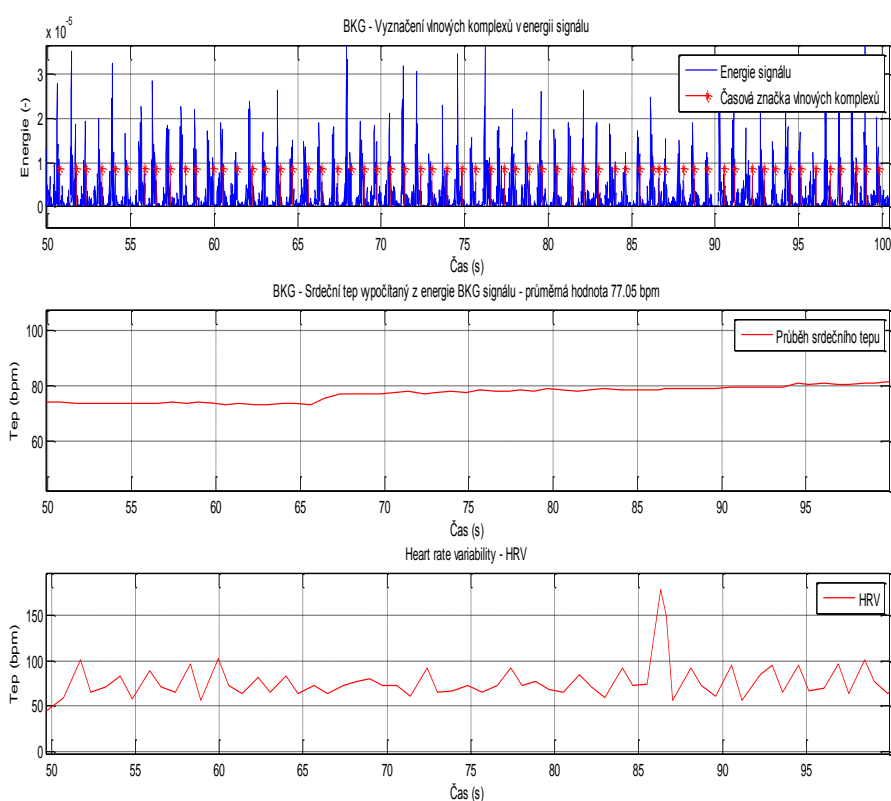
Osoba č.	Pohlaví	Věk	Váha	Výška	Zdravotní problémy	Sportuje
č. 1	Muž	22	64 kg	180 cm		ano
č. 2	Muž	50	73 kg	173 cm		ne
č. 3	Muž	25	68 kg	184 cm	nízký tlak	ne
č. 4	Žena	45	66 kg	168 cm		ne
č. 5	Žena	20	48 kg	156 cm	nízký tlak	ne

Tabulka 6.1: Informace o měřených osobách

6.3 Naměřené výsledky

Výsledkem experimentálního měření je pět záznamů BKG signálu. Po jejich načtení a zpracování v příslušné aplikaci byl rozeznán srdeční tep, který ve všech případech odpovídal hodnotám naměřeným referenčním pulzním oxymetrem. Výjimkou je pouze záznam z měření osoby č. 5, který obsahuje větší množství pohybových artefaktů a v krátkých úsecích záznamu je tak srdeční tep nezjistitelný.

Na obr. 6.1 je uvedena ukázka výsledku zpracování BKG signálu: energie signálu s vyznačením nalezených vlnových komplexů a filtrovaným průběhem srdečního tepu. Tato ukázka je z měření osoby č. 2 a jedná se o výřez ze záznamu o délce 50 s, celý záznam včetně neupravených dat (obr. B.1) a jejich zpracování (obr. B.2) je v příloze B.



Obr. 6.1: Naměřená energie BKG signálu s vyznačenými srdečními komplexy a průběh vypočítaného srdečního tepu

Celé záznamy z měření všech osob a grafy s výsledky jejich zpracování jsou k dispozici v příloze A.

6.4 Další návrhy na měření

Při tomto experimentálním měření byly všechny osoby měřeny vleže s podložkou pod zády. Mimo toto měření bylo však otestováno, že signál BKG lze bez větších problémů měřit také vsedě, s měřicí podložkou mezi osobou a opěrátkem židle. Dále bylo testováno i měření BKG signálu pouze nehybným položením ruky na podložku. Při tomto měření bylo dosaženo znatelně slabších výsledků, avšak stále bylo možné zpracováním signálu zjistit srdeční tep měřené osoby. Záznamy naměřené při těchto měřeních jsou uvedeny v příloze A.

Za nejzajímavější způsob měření BKG signálu považuji možnost umístění měřicí podložky pod matraci, na které leží osoba. I přes značné utlumení bylo totiž možné naměřit BKG signál. To by se dalo snadno využít pro monitorování spících pacientů, což by pomohlo včas odhalit život ohrožující stavy osob. Tímto měřením by se také dal snadno sledovat průběh spánku pacienta a mohly by tak být odhaleny poruchy spánku. Tento způsob měření BKG signálu by se tak mohl stát určitě předmětem pro další výzkum. Komerční zařízení, které využívá podobný způsob měření je popsán v [37].

7 ZÁVĚR

Prvním cílem této práce bylo navrhnout a implementovat programovou knihovnu pro ovládání zadaného Wi-Fi modulu pomocí mikrokontroléru pro přenos biologických signálů.

Při návrhu této programové knihovny se vycházelo z požadovaných kritérií pro přehlednost kódu a přenositelnost mezi různými typy mikrokontroléru. Na základě prvního kritéria na přehlednost kódu byla zvolena koncepce konečného automatu, který umožňuje nejen snadnou orientaci v kódu velkého rozsahu, ale také snadnou úpravu při změně hardwarových požadavků. Kritérium přenositelnosti bylo pak naplněno důsledným dodržováním univerzálnosti programové knihovny.

Pro ovládání Wi-Fi modulu bylo nutné seznámit se s principem technologie Wi-Fi a zejména s typy zabezpečení, které Wi-Fi sítě používají. Dalším krokem bylo nastudování množiny příkazů, kterými se modul ovládá a zjištění, jaké možnosti daný Wi-Fi modul nabízí. Pro bezdrátový přenos biologických signálů byl poté zvolen režim SerialNET, který je u modulu k dispozici.

Na základě informací o modulu byly zvoleny nejvhodnější posloupnosti příkazů, po kterých daný Wi-Fi modul navázal spojení se sítí s libovolným zabezpečením, aktivoval režim SerialNET, nebo vytvořil Ad-hoc síť. Tyto posloupnosti příkazů byly poté implementovány do programové knihovny, pomocí které může mikrokontrolér ovládat Wi-Fi modul.

Další částí této práce bylo navrhnutí a implementování aplikace, která by obsluhu sloužila k přijetí a základnímu zpracování naměřených dat. Před vytvořením této aplikace bylo nutné důkladně si nastudovat různé typy biologických signálů, aby tak bylo možné vytvořit algoritmy pro jejich zpracování. Samotná aplikace byla implementována v jazyce MATLAB a nabízí grafické uživatelské rozhraní.

Data naměřená v této aplikaci se v průběhu měření vykreslují a jsou také použita pro výpočet aktuální hodnoty srdečního tepu. Po ukončení měřicí relace jsou data exportována do souboru, odkud mohou být touto aplikací opětovně načtena. Po načtení

dat ze souboru se nabízí také možnost jejich zpracování různými předprogramovanými algoritmy nebo je lze zpracovat individuálními uživatelskými úpravami.

Funkčnost celého telemedicínského systému otestována experimentálním měřením, při kterém byl měřen biologický signál BKG několika odlišným osobám. Tento signál byl přenášen přes Wi-Fi síť do obslužného počítače, kde byl uložen a zpracován pomocí připravené aplikace. Z naměřených hodnot bylo možné bez potíží rozeznat tepovou frekvenci pacienta, která ve všech případech odpovídala referenční hodnotě.

Tento telemedicínský systém je tak schopen monitorovat pacienta bezdrátově přes Wi-Fi síť a v případě ohrožení života pacienta je upozorněna obsluha výstražným hlášením. Systém je také velmi vhodný pro plánované využití ve výuce lékařské elektroniky, kde zjednoduší sběr dat a umožní snadné testování nových algoritmů pro zpracování biologických signálů.

LITERATURA

- [1] IEEE GLOBAL HISTORY NETWORK. Wireless LAN 802.11 Wi-Fi. [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z: http://www.ieeeahn.org/wiki/index.php/Wireless_LAN_802.11_Wi-Fi
- [2] GAST, Matthew. *802.11 wireless networks: the definitive guide*. 2nd ed. Sebastopol: O'Reilly, 2005, xxi, 630 s. ISBN 978-0-596-10052-0.
- [3] STRÁNSKÝ, Petr. Historie Wi-Fi: Od FHSS k bezdrátu. [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z: <http://www.svethardware.cz/historie-wi-fi-od-fhss-k-bezdratu/27860>
- [4] ASSIGNMENT POINT. Performance analysis of IEEE 802.16d system using different modulation scheme under SUI channel with FEC. [online]. [cit. 2014-05-02]. Dostupné z: <http://www.assignmentpoint.com/science/eee/performance-analysis-of-ieee-802-16d-system-using-different-modulation-scheme-under-sui-channel-with-fec.html>
- [5] BARKEN, Lee. *Wi-Fi: jak zabezpečit bezdrátovou síť*. Vyd. 1. Brno: Computer Press, 2004, 174 s. ISBN 80-251-0346-3.
- [6] DYE, Mark A, Rick MCDONALD a Antoon W RUFÍ. *Network fundamentals: CCNA exploration companion guide*. Indianapolis: Cisco Press, 2008, xxiv, 528 s. ISBN 978-1-58713-208-7.
- [7] INSAM, Edward. *TCP/IP embedded internet applications: the definitive guide*. 2nd ed. Boston: Newnes, c2003, vi, 320 p. ISBN 07-506-5735-9.
- [8] YIU, Joseph. *The definitive guide to the ARM Cortex-M3*. 2nd ed. Amsterdam: Newnes, 2010, xxii, 457 s. ISBN 978-1-85617-963-8.
- [9] GILL, Arthur. *Introduction to the theory of finite-state machines*. New York: McGraw-Hill, 1992.
- [10] BIJIT, Leopoldo Silvia. Moore and Mealy Machine Design Procedure. FEDERICO SANTA MARÍA TECHNICAL UNIVERSITY. [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://www2.elo.utfsm.cl/~lsb/elo211/aplicaciones/katz/chapter8/chapter08.doc4.html>
- [11] AT Command Set. In: *Techopedia* [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://www.techopedia.com/definition/575/at-command-set>
- [12] CONNECT ONE LTD. *AT+i: Programmer's Manual* [online]. 2013 [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: http://www.connectone.com/wp-content/uploads/2013/08/ATi_Programmers_Manual_8_41.pdf
- [13] HEŘMAN, Petr. *Biosignály: z pohledu biofyziky* [online]. 2006 [cit. 2014-04-22]. ISBN 80-

- 902899-7-5.
Dostupné z: http://cs.wikisource.org/wiki/Biosign%C3%A1ly_z_pohledu_biofyziky
- [14] HUPTYCH, Michal. KATEDRA KYBERNETIKY, FEL, ČVUT. *Biosignál: přehled, snímání, zpracování, hodnocení* [online prezentace]. 2011 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: http://bio.felk.cvut.cz/~huptycm/Vyuka/X33BMI_prednasky/X33BMI_Prezentace_Biosignal_2011.pdf
- [15] PINHEIRO, Eduardo, Octavian POSTOLACHE a Pedro GIRÃO. Theory and Developments in an Unobtrusive Cardiovascular System Representation: Ballistocardiography. [online]. 2010 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3111731/>
- [16] PARÁK, Jakub. KATEDRA TEORIE OBVODŮ, FEL, ČVUT. Heart Rate Detection from Ballistocardiogram. [online]. 2012 [cit. 2014-04-22]. Dostupné z: http://amber.feld.cvut.cz/bmeg/wp-content/uploads/2012/05/Poster12_ParakJ.pdf
- [17] SYMMETRY ELECTRONICS. Wi-Fi Module Selector Guide. [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: http://www.semiconductorstore.com/pdf/newsite/psg/wifi_selector_guide.pdf
- [18] Bezdrátové WiFi/UART/SPI moduly s integrovaným web serverem. In: SPEZIAL ELECTRONIC. *Spezial* [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://www.spezial.cz/connectone/bezdratove-seriove-rs232-wifi-moduly-iwifi-mini-secure-socket-iwifi-connectone.html>
- [19] Modules 802.11. REDPINE SIGNALS. *Redpinesignal.com* [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://www.redpinesignals.com/Modules/>
- [20] Overview for Wi-Fi (IEEE 802.11 / WLAN). TEXAS INSTRUMENTS. *Ti.com* [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: http://www.ti.com/lscds/ti/wireless_connectivity/embedded_wifi/overview.page
- [21] IEEE 802.11 (Wi-Fi). ATMEL. *Atmel.com* [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://www.atmel.com/products/wireless/wifi/default.aspx>
- [22] WHO. A health telematics policy in support of WHO's Health-For-All strategy for global health development: report of the WHO group consultation on health telematics, 11–16 December, Geneva, 1997. Geneva, World Health Organization, 1998.
- [23] LONG, Charles A. et al New aspects of biomedical electronics and biomedical informatics: proceedings of the 1st WSEAS International Conference on Biomedical Electronics and Biomedical Informatics (BEBI '08), Rhodes, Greece, August 20-22, 2008 [online]. S. l.: WSEAS Press, 2008 [cit. 2014-05-03]. ISBN 978-960-6766-930. Dostupné z: <http://www.wseas.us/e-library/conferences/2008/rhodes/bebi/bebi28.pdf>

- [24] EUROPEAN SPACE AGENCY. ESA Emergency Telemedicine System Soars To Commercial Success. [online]. 2010 [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: http://www.esa.int/Our_Activities/Technology/ESA_emergency_telemedicine_system_soars_to_commercial_success
- [25] HONG, SungHye, SangYong KIM, Jungchae KIM, DongKyu LIM, SeokMyung JUNG, DongKeun KIM a Sun K. YOO. Portable emergency telemedicine system over wireless broadband and 3G networks. 31st Annual International Conference of the IEEE EMBS. [online]. [cit. 2014-05-04]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=5333914>
- [26] CHORBEV, Ivan a Martin MIHAJLOV. Wireless Telemedicine Services as part of an Integrated System for E-Medicine. [online]. [cit. 2014-05-04]. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=4618445>
- [27] KHATOON, Shahida, Manoj KUMAR SINGH a Khan SAAD. Development of Zigbee-Wifi-Wimax Hybrid Wireless Sensor Network based Telemedicine System. Dostupné z: <http://connection.ebscohost.com/c/articles/93432720/development-zigbee-wifi-wimax-hybrid-wireless-sensor-network-based-telemedicine-system>
- [28] QU, Huyu, Jie CHENG, Qiang CHENG a Le Yi WANG. WiFi-Based Telemedicine System: Signal Accuracy and Security. *2009 International Conference on Computational Science and Engineering*. IEEE, 2009, s. 1081-1085. DOI: 10.1109/CSE.2009.60. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/lpdocs/epic03/wrapper.htm?arnumber=5283476>
- [29] HAVLÍK, Jan, Jan DVOŘÁK, Jakub PARÁK a Lenka LHOTSKÁ. Telemedicína jako součást výuky lékařské elektroniky. In: FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ, České vysoké učení technické v Praze. [online]. [cit. 2014-05-03]. Dostupné z: <http://amber.feld.cvut.cz/bmeg/wp-content/uploads/2012/03/Havlik-TBMI-2011.pdf>
- [30] RAISONANCE. *STM32-Primer2: User manual* [online]. 2010 [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: <ftp://raisonance.com/pub/Support/STM32-Primer/STM32-Primer2-Manual.pdf>
- [31] STMICROELECTRONICS. User Manual: STM32VLDISCOVERY. [online]. [cit. 2014-05-14]. Dostupné z: http://www.st.com/st-web-ui/static/active/en/resource/technical/document/user_manual/CD00267113.pdf
- [32] CONNECT ONE LTD. Nano Socket iWiFi™: Miniature embedded WiFi module family, Preliminary Product Brief [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: http://www.spezial.cz/pdf/Nano_Socket_iWiFi_PB.pdf
- [33] CONNECT ONE LTD. Nano Socket iWiFi™: Data Sheet [online]. [cit. 2014-04-23]. Dostupné z: http://www.connectone.com/wp-content/uploads/2012/08/Nano_Socket_iWiFi_DS.pdf

- [34] PARÁK, Jakub. *Zariadenie pre dlhodobý záznam srdecnej tepovej frekvencie*. 2011. Diplomová práce. České vysoké učení technické v Praze, Fakulta elektrotechnická. Vedoucí práce Jan Havlík.
- [35] KUBIAS, Jiří a Michal SOJKA. KATEDRA ŘÍZENÍ, ČVUT FEL. Implementace FSM v jazyce C.
- [36] ELECTROPHYSIOLOGY, T. F. o. t. E. S. o. C. t. N. A. S. Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. *Circulation* [online]. 1996-03-01, vol. 93, issue 5, s. 1043-1065 [cit. 2014-04-29]. DOI: 10.1161/01.CIR.93.5.1043. Dostupné z: <http://circ.ahajournals.org/cgi/doi/10.1161/01.CIR.93.5.1043>
- [37] Smart Sensor Mattress Contactless Measurement Of Presence, Respiration & Heart Rate In Bed. 2M ENGINEERING. *2mel* [online]. [cit. 2014-05-14]. Dostupné z: <http://www.2mel.nl/research-and-development/smart-sensor-mattress-contactless-measurement-of-presence-respiration-heart-rate-in-bed/>

SEZNAM ZKRATEK

Wi-Fi	Wireless Fidelity
TCP	Transmission Control Protocol
IP	Internet Protocol
BKG	Balístokardiografie
WEP	Wired Equivalent Privacy
WPA	Wi-Fi Protected Access
SSID	Service Set Identifier
MAC	Media Access Control
ADC	Analog-Digital Converter
IEEE	Institute of Electrical and Electronics Engineers
LAN	Local Area Network
LED	Light-Emitting Diode
DCHP	Dynamic Host Configuration Protocol
GUI	Graphical User Interface

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Obsah CD

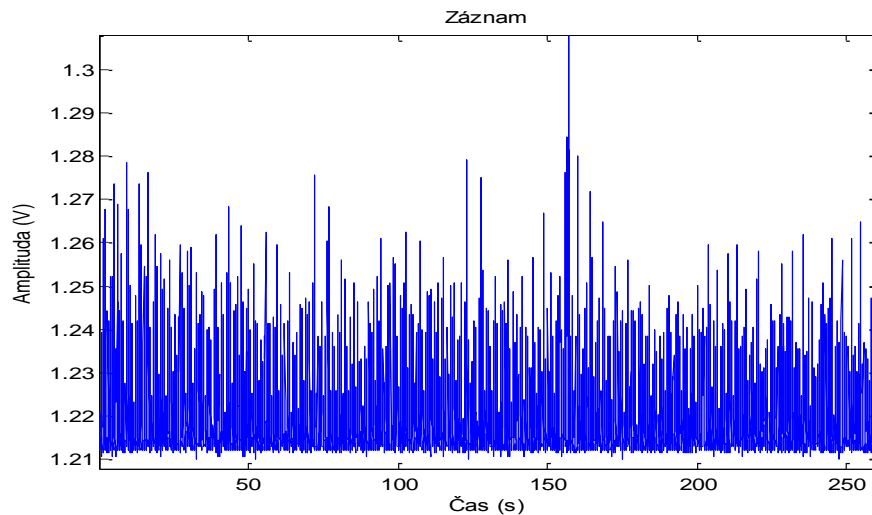
Příloha B: Záznam měření

A OBSAH CD

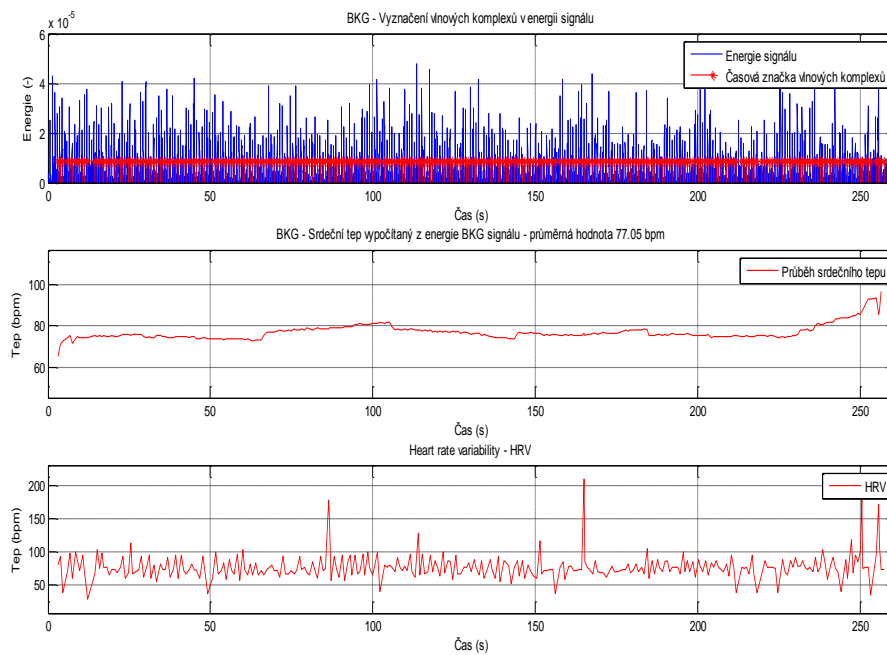
	Soubory a adresáře	Obsah
A.1	/BP_Renza.pdf	Tato práce ve formátu PDF
A.2	/Podklady/	Podklady pro text práce včetně odborných článků, obrázků apod.
A.3	/Aplikace_MATLAB/	Zdrojové kódy aplikace pro přijetí, načtení a zpracování
A.4	/Programova_knihovna/src/	Zdrojové kódy programové knihovny pro ovládání modulu
A.5	/Programova_knihovna/example/	Příklad použití programové knihovny pro kit STM32VLDISCOVERY
A.6	/Programova_knihovna/template/	Šablona pro použití programové knihovny lib. mikrokontrolérem
A.7	/Navod_k_obsluze/	Návod k obsluze systému
A.8	/Namerena_data/	Soubory s exp. naměřenými hodnotami signálu BKG
A.9	/Grafy/	Grafy s naměřenými signály z exp. měření a výsledky jejich zpracování

B ZÁZNAM MĚŘENÍ

Příklad grafické zobrazení delšího časového úseku neupraveného naměřeného záznamu (obr. B.1) a jeho zpracování (obr. B.2). Ostatní grafy a naměřené záznamy jsou v příloze A.



Obr. B.1: GUI vedlejší aplikace pro načtení a zpracování záznamu



Obr. B.2: Výsledek zpracování naměřeného záznamu