

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 1234

**PROGRAMSKA POTPORA ZA KORISNIČKI
USMJERENI TEKSTILNI BEŽIČNI NOSIVI
SUSTAV ZA PRAĆENJE TJELESNIH TEKUĆINA
TEMELJENA NA OPERACIJSKOM SUSTAVU
ZEPHYR**

Luka Jengiđ

Zagreb, lipanj, 2024.

Student: Luka Jengić

Naslov teme:

Programska potpora za korisnički usmjereni tekstilni bežični nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina temeljena na operacijskom sustavu Zephyr

Naslov teme (engleski):

Software for a user-centric wearable wireless textile system for monitoring body fluids based on a Zephyr operating system

Mentor:

Prof. dr. sc. Hrvoje Džapo

Profil:

Elektroničko i računalno inženjerstvo

Kratki opis:

Istražiti mjerne metode i senzorske sustave koji se koriste za praćenje tekućine u nogama i određivanje mase mišića listova, uzimajući u obzir utjecaj temperature kože, znojenja i impedancije između kože i elektroda. Razviti programsku potporu za rad u stvarnom vremenu za nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina temeljen na operacijskom sustavu Zephyr. Omogućiti prikupljanje i obradu podataka sa senzora te razviti protokol za povezivanje s drugim uređajima koristeći Bluetooth Low Energy (BLE) protokol za bežičnu komunikaciju. Razviti ispitno okruženje za testiranje sustava u stvarnim uvjetima upotrebe. Provesti laboratorijska mjerenja te ispitati značajke razvijenog programskog sustava. Posebnu pažnju posvetiti korisničkom iskustvu, osiguravajući da je sustav intuitivan i jednostavan za korištenje krajnjim korisnicima, kao i njegovoj pouzdanosti i učinkovitosti u stvarnim uvjetima korištenja.

Hvala na rakiji, popij i ti jednu...

Sadržaj

1. Uvod	3
2. Analiza sastava ljudskog tijela	4
2.1. Sastav ljudskog tijela	4
2.2. Bioimpedancija	6
3. Metode mjerenja bioimpedancije	10
3.1. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije	10
3.2. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije	12
4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina	13
4.1. STM32WB5MMG bežični modul	13
4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler	14
4.2. Senzori	14
4.2.1. Senzor inercije	15
4.2.2. Integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije	16
4.2.3. AD4950	17
5. Programska podrška za razvijeni sustav	18
5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+	18
5.2. Operacijski sustav za rad u stvarnom vremenu Zephyr	19
5.3. Opis programske potpore za prikupljanje podataka sa pojedinih senzora	19
5.4. Bluetooth low energy komunikacija	19
6. Razvijeno ispitno okruženje	21
6.1. Povezivanje s razvijenim uređajem	21
6.2. Postupak mjerenja	22

6.3. Prikaz rezultata	22
7. Mjerna metoda	23
8. Rezultati i diskusija	24
9. Zaključak	25
Literatura	26
Sažetak	28
Abstract	29

1. Uvod

Treci.. [1]

2. Analiza sastava ljudskog tijela

Analiza sastava ljudskog tijela je proces procjene udjela različitih tjelesnih komponenti poput masti, mišića i tekućina. Dobiveni rezultati pružaju važne informacije koje se koriste u praćenju zdravlja, procjeni rizika od pojedinih bolesti, praćenju oporavka te ranom otkrivanju zdravstvenih problema.

Mjerenje bioelektrične impedancije tijela jedna je od metoda kojom se procjenjuje sastav ljudskog tijela. Kroz tijelo se pušta slaba struja te se mjeri pad napona čime se izračunava impedancija tijela. Mjerenjem bioimpedancije moguće je praćenje kretanja tekućina kroz tijelo što je vrijedna dijagnostička metoda za praćenje stanja srčanih bolesnika.

-spominjat li tu srcane bolesti ili izbacit taj dio?

2.1. Sastav ljudskog tijela

Ljudsko tijelo je kompleksna biološka struktura koja zajedno se sastoji od različitih međusobno povezanih tkiva koja omogućavaju funkcioniranje organizma. Približno se sastoji od 64% vode, 20% proteina, 10% masti i 5% minerala. Važno je napomenuti kako sastav ljudskog tijela varira od osobe do osobe jer na njega utječu pojedini faktori, kao što su spol i dob [2].

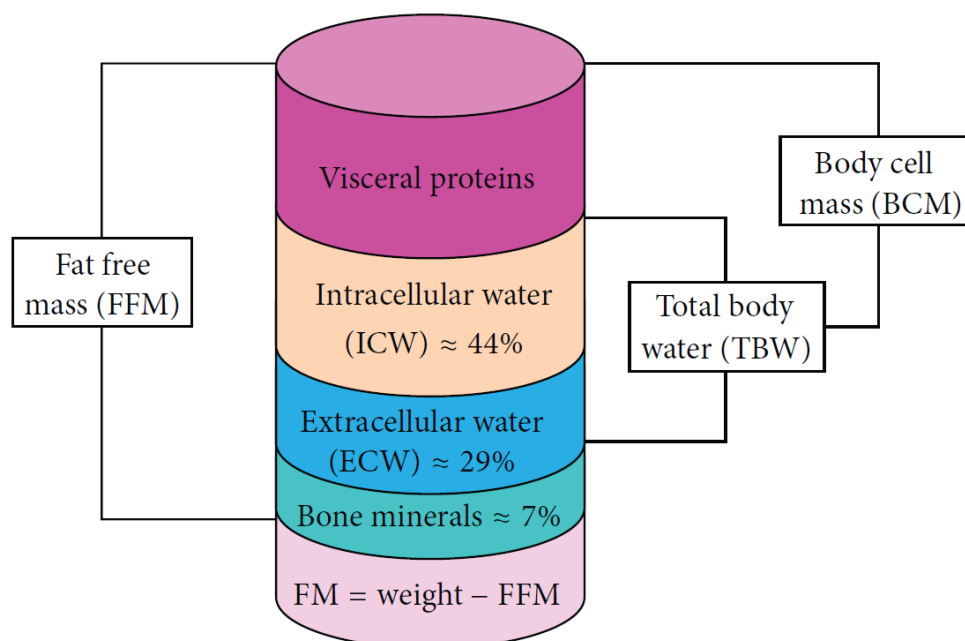
Voda je osnovni element stanica i tkiva te je nužna za brojne fiziološke procese u organizmu, kao na primjer održavanje elektrolitske ravnoteže i regulacija temperature. Ukupnu vodu u tijelu (engl. *Total Body Water; TBW*) dijelimo na intracelularnu vodu (engl. *Intracellular Water; ICW*) i ekstracelularnu vodu (engl. *Extracellular Water; ECW*). Važni parametri pri analizi ljudskog tijela su i masa tijela bez masnog tkiva (engl. *Fat Free Mass; FFM*) te masa masnog tkiva (engl. *Fat Mass; FM*) [2].

Ekstracelularna voda je količina vode koja se nalazi izvan stanica te čini 30-40% ukupne vode. Uključuje krv, limfu, tekućinu u zglobovima i međustaničnom prostoru. Ima važnu ulogu u transportu kisika i hranjivih tvari do stanica te odvođenju otpadnih tvari iz organizma [2].

Intracelularna voda je voda koja se nalazi unutar stanica. Ona čini 60-70% ukupne vode u tijelu. Ključna je za mnoge biološke procese unutar stanica, kao na primjer održavanje ravnoteže elektrolita. Održavanje ravnoteže između ekstracelularne i intracelularne vode ključno je za normalno funkcioniranje organizma [2].

Masno tkivo je također važno za funkcioniranje organizma jer pruža energetska zališta, toplinsku izolaciju te štiti unutarnje organe. Prekomjerno nakupljanje masnoće može dovesti do različitih zdravstvenih problema, poput pretilosti, dijabetesa i bolesti kardiovaskularnog sustava. Zbog toga je praćenje udjela masnog tkiva u organizmu važno u procjeni rizika od brojnih bolesti [2].

Masu tijela bez masnog tkiva dobijemo tako da od ukupne mase tijela oduzmemo masu masnog tkiva. FFW uključuje tjelesnu vodu, mišiće, kosti, organe i druga tkiva osim masnih tkiva te predstavlja masu koja je aktivna i sudjeluje u metaboličkim procesima [2].



Slika 2.1. Sastav ljudskog tijela [2]

Koliko dobro će tkivo provoditi struju, ovisi o količini vode u njemu. Tkiva koja imaju više vode u sebi, kao na primjer mišići, bolje provode električnu struju nego masno tkivo koje ne sadrži vodu. Zbog toga se sastav ljudskog tijela procjenjuje iz izmjerene bioimpedancije između različitih dijelova tijela. Iz bioimpedancije sastav tijela se dobiva putem teorijskih jednadžbi ili tablica koje ovise o parametrima kao što su spol, dobna skupina, težina i visina.

-mogu li maknit ova silna referenciranja na isti rad i to samo jednom negdje stavit?

2.2. Bioimpedancija

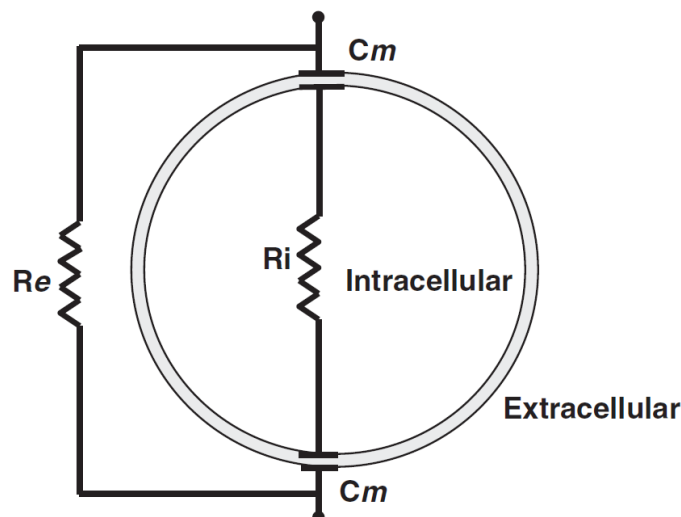
Bioimpedancija predstavlja električni otpor koji se javlja kada kroz biološka tkiva teče električna struja. Ovisna je o frekvenciji te se može prikazati formulom:

$$Z(f) = R_e(f) + jI_m(f) = |Z(f)| \angle \theta(f) \quad (2.1)$$

gdje je

$$|Z(f)| = \sqrt{R_e^2 + I_m^2} \quad (2.2)$$

$$\theta(f) = \arctg\left(\frac{I_m}{R_e}\right) \quad (2.3)$$



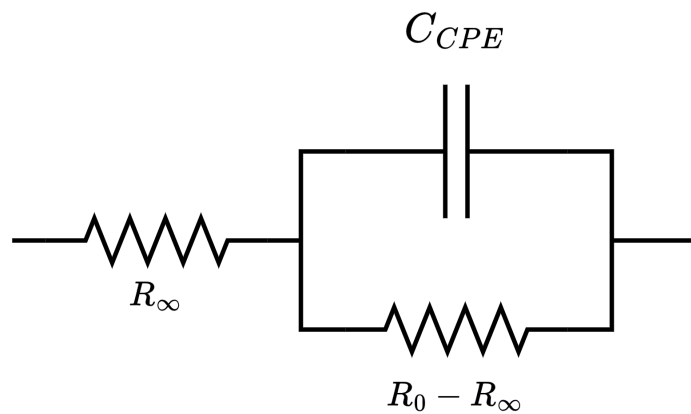
Slika 2.2. Električni model stanice [3]

Kako bi se razumio protok električne struje kroz tijelo potrebno je opsati električni model stanice. Ljudsku stanicu modelira se ekvivalentnom električkom RC mrežom [3]

kako je prikazano na slici 2.2. Stanična membrana zbog svojih kapacitivnih svojstava propušta struju visokih frekvencija, dok struje niskih frekvencija blokira. Zbog toga postoji razlika u mjerenoj impedanciji u ovisnosti o frekvenciji uzbudne struje. Na niskim frekvencijama struja samo vidi otpor R_e ekstracelularne tekućine, dok se na visokim frekvencijama dodaje i otpor R_i intracelularne tekućine čime ukupna impedancija pada.

-treba li dodavat ona 4 područja frekvencija ako se to kasnije neće koristiti/spominjati?

Matematički model kojim se najčešće modelira bioimpedancija ljudskog tijela naziva se Cole model. Razvio ga je britanski fizičar Kenneth Cole 1940-tih godina. Cole model opisuje impedanciju tijela kao funkciju frekvencije zbog čega ga koristimo pri analizi sastava ljudskog tijela [4]. R_∞ predstavlja otpor tkiva na beskonačnoj frekvenciji dok R_0



Slika 2.3. Cole model bioimpedancije

predstavlja otpor na nultoj frekvenciji. Razlika otpora $R_\infty - R_0$ predstavlja dodatan otpor struji na niskim frekvencijama zbog nepropusnosti stanične membrane. C_{CPE} je element s konstantnom fazom koji modelira kapacitivnost stanične membrane te predstavlja ne-idealni kondenzator. Njegova impedancija iznosi:

$$Z_{CPE}(\omega) = \frac{1}{(j\omega)^\alpha C} \quad (2.4)$$

gdje je C kapacitet, a α njegov red. Kada je $\alpha = 0$ element s konstantnom fazom predstavlja idealan otpornik, dok sa $\alpha = 1$ predstavlja idealan kondenzator. Tipične vrijednosti parametra α za biološka tkiva su u intervalu $0.5 < \alpha < 1$ [4]. Ako uvedemo karakteris-

tičnu vremensku konstantu τ kao

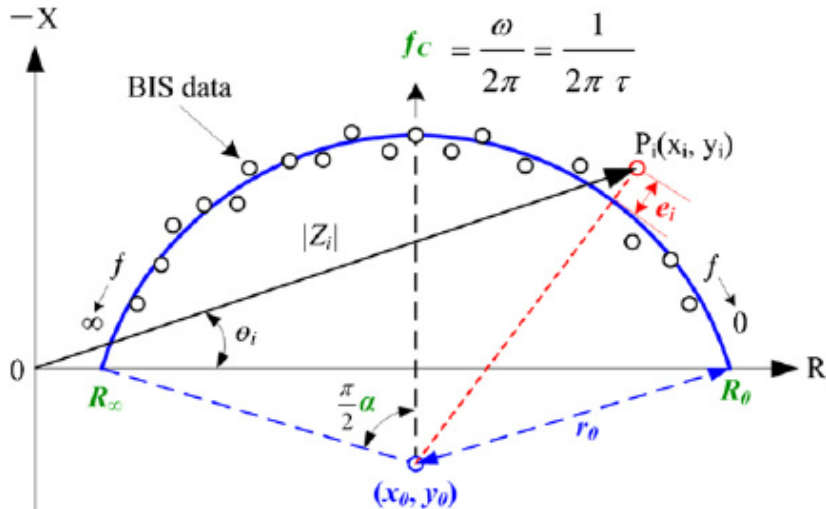
$$\tau = [(R_0 - R_\infty)C]^{1/\alpha} \quad (2.5)$$

dobivamo originalnu jednadžbu Cole modela:

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \quad (2.6)$$

Iz jednadžbe 2.8 vidljivo je kako su parametri Cole modela bioimpedancije R_∞ , R_0 , α i τ . Svojstva tkiva opisuju se pomoću navedenih parametra, a postupak kojim se do njih dolazi opisan je u daljnjem tekstu.

Rezultati mjerenja bioimpedancije na različitim frekvencijama mogu se aproksimirati polukružnicom, što je prikazano na slici 2.4. Graf prikazuje omjer negativne reaktancije i otpora tkiva na svim frekvencijama, od $f = 0$ do $f = \infty$. Frekvencija raste s desna na lijevo. Iz opisanog grafa moguće je dobiti parametre Cole modela[5]. R_∞ i R_0



Slika 2.4. Graf bioimpedancije Cole modela [5]

jednostavno se isčitavaju kao precjesišta polukružnice i realne osi. Vremenska konstanta τ inverz je karakteristične kružne frekvencije ω_c na kojoj je reaktancija najveća. Relacija iz koje se izračunava τ je:

$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\tau} \quad (2.7)$$

Parametar α određuje koliko je središte kružnice pomaknuto ispod realne osi. Izračunava se iz kuta između karakteristične frekvencije f_c i beskonačne frekvencije f_∞ . Ako se taj

kut definira kao θ , vrijedi sljedeći izraz:

$$\theta = \frac{\pi}{2}\alpha \quad (2.8)$$

3. Metode mjerenja bioimpedancije

3.1. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije

Mjerenje bioimpedancije (engl. *Bioelectrical Impedance Analysis; BIA*) dijelimo na analizu jednom frekvencijom (engl. *Single frequency BIA; SF-BIA*) i analizu na više frekvencija (engl. *Multi frequency BIA; MF-BIA*). Važna metoda je i bioelektrička spektrografija (engl. *Bioelectrical spectroscopy; BIS*) koja daje rezultate kroz širok raspon frekvencija.

SF-BIA je najjednostavnija i najbrža metoda jer koristi samo mjerenje impedancije jednom frekvencijom, najčešće 50 kHz. Iz izmjerene bioimpedancije matematičkim izračunima dobivaju se ukupna tjelesna voda, mišićna masa i masa masnog tkiva. Ova metoda ima najmanju preciznost jer se podatci prikupljaju na samo jednoj frekvenciji uzbudne struje.

MF-BIA koristi nekoliko različitih frekvencija čime se postiže veća točnost i mogućnost procjene dodatnih parametara, kao što su količine intracelularne i ekstracelularne vode. To je moguće jer stanična membrana blokira struju na niskim frekvencijama, a propušta ju na višim.

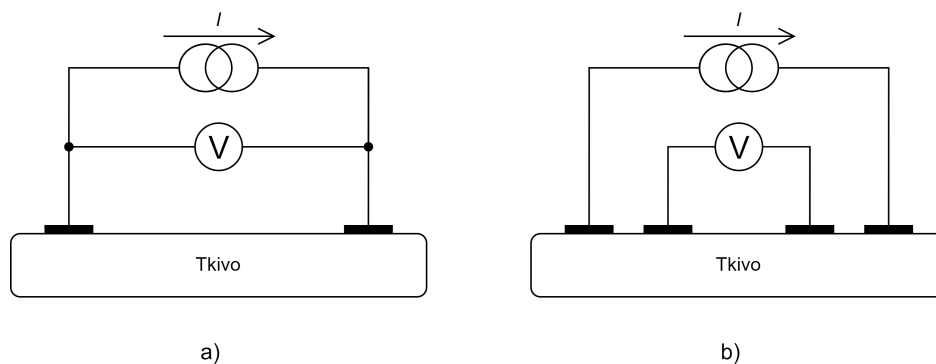
Bioelektrička spektrografija najpreciznija je metoda mjerenja bioimpedancije. Mjerenja se vrše na širokom rasponu frekvencija, od 1 kHz do 1 MHz. Ovom metodom možemo procijeniti otpor na nultoj i beskonačnoj frekvenciji, parametre iz Cole modela bioimpedancije opisane u prethodnom poglavlju. Mjerenje BIS metodom zbog mnogo frekvencija traje duže i matematički izračuni su kompliciraniji, ali pruža detaljniju i precizniju analizu sastava ljudskog tijela

Postupak mjerenja bioimpedancije svih ranije opisanih metoda je puštanje slabe,

frekvencijski ovisne izmjenične struje kroz tkivo te mjerenje pada napona. Zatim se impedancija izračunava prema:

$$Z \angle \theta = \frac{U \angle \theta_1}{I \angle \theta_2} \quad (3.1)$$

Pri mjerenju bioimpedancije razlikujemo dvožično i četverožično spajanje elektroda. Kod dvožičnog mjerenja isti par elektroda služi za pobudnu struju i za mjerenje napona. Zbog toga dolazi do greške u mjerenju napona uzrokovane padom napona na elektrodama. Četverožično mjerenje je preciznije jer se pad napona mjeri direktno na koži i zbog toga će se koristiti u ovom radu [6].



Slika 3.1. Dvožično (a) i četverožično (b) mjerenje bioimpedancije

Važan dio mjernog sustava su i elektrode, koje kroz sučelje koža-elektroda omogućavaju protjecanje struje od mjernog sustava do tkiva. U ovom radu usporedit će se rezultati s dvama različitim vrstama elektroda, tradicionalnim metalnim elektrodama te tekstilnim elektrodama. Tekstilne elektrode izrađene su od tkanina impregniranih provodnim materijalima, najčešće srebrom. Njihova najveća prednost je udobnost i fleksibilnost te mogućnost integracije u odjeću. Time ih pacijenti neometano mogu nositi tijekom svakodnevnih aktivnosti i dužeg perioda. Međutim, metalne elektrode su manje osjetljive na vanjske parametre kao što su temperatura i znojenje kože što daje pouzdanije rezultate mjerenja. [7]

Sve opisane metode predstavljaju jednostavan i neinvazivan postupak mjerenja bioimpedancije. Važno je napomenuti kako izmjerena impedancija ovisi o brojim faktorima kao što su položaj tijela, hidracija, temperatura tijela i drugi što treba uzeti u obzir pri obradi rezultata mjerenja.



Slika 3.2. Tu će bit neka lijepa slika elektroda

3.2. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije

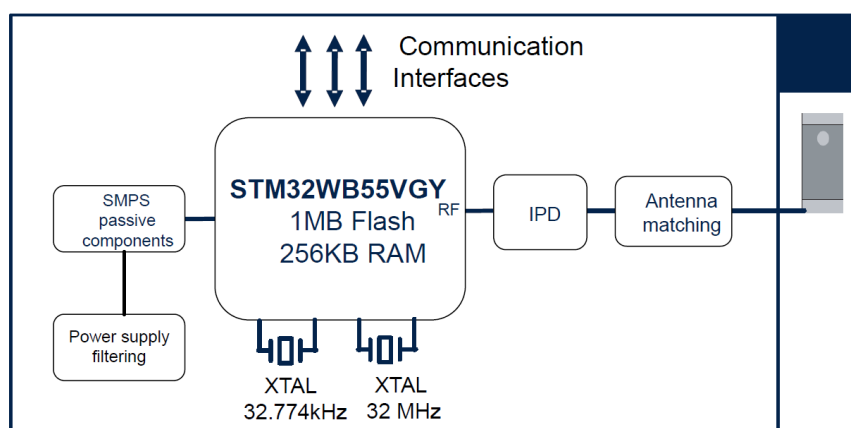
SFB7 ImpediMed

4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina

shema sustava i za što je

4.1. STM32WB5MMG bežični modul

STM32WB5MMG bežični modul predstavlja kompaktno i visoko integrirano rješenje za razvoj pametnih uređaja koji zahtijevaju bežičnu povezanost. Baziran je na mikrokontroleru STM32WB55VGY te pruža mogućnost Bluetooth Low Energy i Zigbee bežične komunikacije. U modul je integrirana antena i kvarcni oscilatori što znatno olakšava i ubrzava razvoj sklopovlja.



Slika 4.1. Block shema STM32WB5MMG modula [8]

Modul dolazi u LGA kućištu veličine 7.3x11 milimetara. Iz blok sheme modula, prikazane na slici 4.1., vidljivo je kako se modul sastoji od:

- STM32WB55VGY mikrokontrolera,
- antene,

- niskofrekvencijskog kvarcnog oscilatora frekvencije 32.768 kHz,
- visokofrekvencijskog kvarcnog oscilatora frekvencije 32 MHz,
- Pasivne komponente za SMPS (engl. *switched-mode power supply*)
- Integrirane pasivne komponente (IPD) za uklanjanje harmonika i usklađivanje RF impedancije.

Zbog niske potrošnje, visokog stupnja integriranosti i malih dimenzija pogodan je za razvoj nosivih uređaja, čija je glavna karakteristika da moraju biti bežično povezani sa drugim uređajima.

- slika kucista mozda?

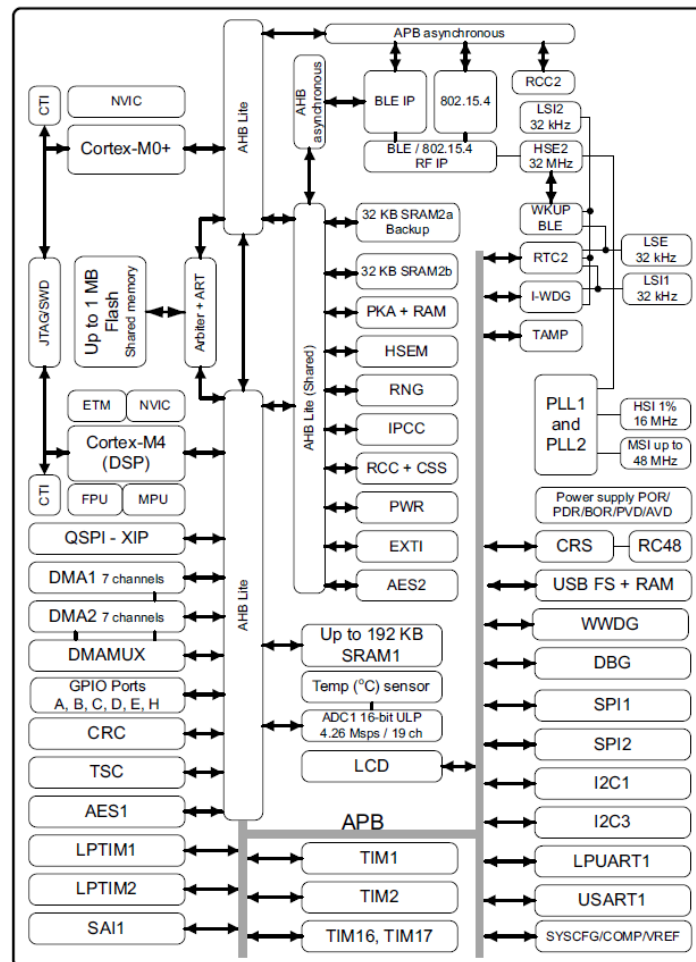
4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler

STM32WB55VGY je dvojezgreni mikrokontroler s ugrađenom podrškom za bežičnu komunikaciju. To je sistem na čipu koji unutar jednog čipa integrira mikrokontroler opće namjene i mrežnu funkcionalnost. Sastoji se od dvije jezgre, ARM Cortex-M4 te ARM Cortex-M0+. ARM Cortex-M4 jezgra izvršava aplikacijski kod te radi na maksimalnoj frekvenciji od 64 MHz. Mrežni procesor ARM Cortex-M0+ zadužen je za upravljanje bežičnim komunikacijskim protokolima te potpuno neovisno od aplikacijske jezgre održava bežičnu vezu. Jezgre međusobno komuniciraju pomoću međuprocorskog komunikacijskog kontrolera (engl. *IPCC, Inter Processor Communication Controller*). Dijeljenje resursa među jezgrama kontrolirano je sklopovskim semaforima.

Mikrokontroler ima 1MB flash memorije, 256kB SRAM memorije te sve uobičajne periferije za mikrokontrolere opće namjene. Na slici 4.2. prikazana je blok shema mikrokontrolera na kojoj su vidljive sve dostupne periferije. Razvoj programske potpore za korišteni mikrokontroler opisan je u poglavlju (5.).

4.2. Senzori

Senzori su ključan dio razvijenog nosivog sustava jer omogućuju kontinuirano praćenje podataka potrebnih za dijagnostiku i praćenje zdravstvenog stanja pacijenata u stvarnom



Slika 4.2. Block shema STM32WB55VGY mikrokontrolera [9]

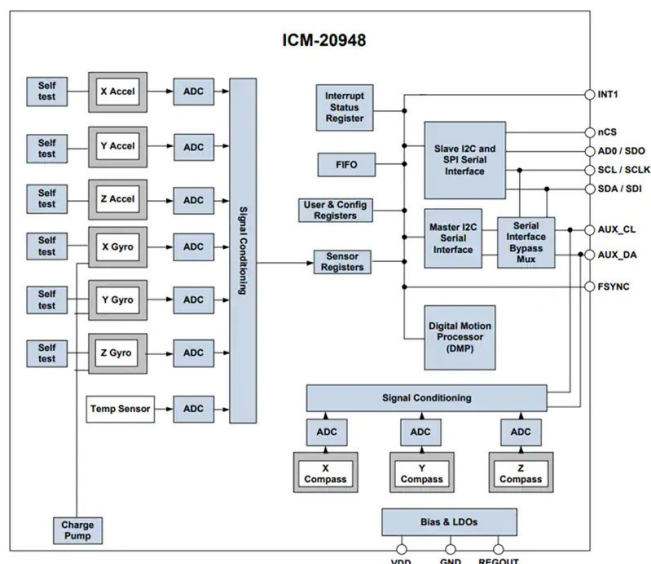
vremenu. U daljnjem tekstu dan je detaljan pregled svih korištenih senzora razvijenog sustava.

4.2.1. Senzor inercije

Senzor ICM-20948 koristi se za mjerenje inercije te pruža precizno praćenje kretanja i orijentacije u prostoru. Unutar jednog čipa ima integriran akcelerometar, žiroskop i magnetometar što pruža sveobuhvatnu sliku o kretanju i položaju objekta u trodimenzionalnom prostoru.

- treba li tu sto detaljnije (komunikacijski protokoli, konkretne karakteristike..)?

Senzor komunicira s ostatkom sustava pomoću I2C ili SPI komunikacije te na zahtjev šalje mikrokontroleru tražene podatke. Važno je naglasiti da je ICM-20948 dizajniran s naglaskom na energetska učinkovitost i malu potrošnju energije što ga čini dobrim



Slika 4.3. Block shema senzora ICM-20948 [10]

izborom za nosive uređaje.

4.2.2. Integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije

MAX30009 je integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije dizajnirano za primjene u nosivim tehnologijama. Izrazito je male potrošnje ($250 \mu\text{W}$ na napajanju od 1.8 V) [11] i malih dimenzija ($2.03 \times 2.03 \text{ mm}$) što ga čini idealnim izborom za bežični nosivi uređaj.

Senzor radi na principu puštanja male sinusne struje kroz tijelo i mjerenjem pada napona kroz tijelo. U sebi ima integrirani generator pobudne sinusne struje u širokom rasponu frekvencija i jakosti struja. Raspon frekvencija je od 16 Hz do 500 kHz , a jakosti struja od $16 \text{ nA}_{\text{RMS}}$ do $1.28 \text{ mA}_{\text{RMS}}$ [11].

Ulazni priključci elektroda spojedni su na multipleksore čime se dobiva mogućnost izbora između različitih setova elektroda. Također senzor podržava dvožično kao i četverožično mjerenje bioimpedancije.

MAX30009 pruža kalibracijski priključak za vanjski četverožičani precizni referentni otpor koji se koristi tijekom kalibracije. Također, dostupni su i interni otpornici koji se mogu koristiti za kalibraciju, ali uz manju točnost od vanjskog referentnog otpornika. Kalibracija je potrebna prilikom korištenja MAX30009 za bioimpedancijska mjerenja koja zahtijevaju apsolutnu točnost poput BIA i BIS mjerenja.

-konkretno o mjernom kanalu unutra? -reference na datasheet?

4.2.3. AD4950

5. Programska podrška za razvijeni sustav

U ovom poglavlju iznesen je proces razvoja programske potpore za ranije opisani nosivi ugradbeni sustav. Programska potpora za korišteni mikrokontroler STM32WB55VGY razvijena je pomoću operacijskog sustava za ugradbena računala Zephyr.

Za utakanje programske potpore na razvijenu pločicu i testiranje sustava korišten je ST-LINK/V2 programator [12]. Programator se na mikrokontroler spaja putem SWD sučelja (engl. *Serial Wire Debug*). Kao razvojno okruženje korišten je Visual Studio Code, a kontrola verzija praćena je sustavom git.

Ovaj integrirani pristup omogućio je efikasno razvijanje i upravljanje programskom podrškom za STM32 mikrokontroler, uz korištenje popularnih alata i tehnologija. U nastavku će se detaljno opisati proces razvoja, implementacija, te testiranja programske potpore, uz naglasak na integraciju sa Zephyr operacijskim sustavom.

5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+

STMicroelectronics pruža već gotove binarne datoteke [13] koje sadrže kod komunikacijskog stoga. Postoje različite verzije komunikacijskog stoga s obzirom na primjenu te je samo potrebno pronaći odgovarajuću binarnu datoteku i učitati ju na jezgru ARM Cortex-M0+.

Za potrebe ovog projekta odabrana je datoteka *stm32wb5x_BLE_HCILayer_extended_fw.bin* jer je kompatibilna sa korištenim operacijskim sustavom Zephyr. Datoteka je učitana na procesor pomoću programa STM32CubeProgrammer v2.15.0 koji u sebi ima ugrađenu podršku za ažuriranje koda

komunikacijskog stoga.

5.2. Operacijski sustav za rad u stvarnom vremenu Zephyr

-sta je zephyr i tako to

-dts opisati (al to na kraju kad dode hardware)

5.3. Opis programske potpore za prikupljanje podataka sa pojedinih senzora

5.4. Bluetooth low energy komunikacija

Bluetooth Low Energy (BLE) je bežični komunikacijski protokol koji se često koristi u nosivim biomedicinskim uređajima zbog svoje energetske učinkovitosti i sposobnosti za prijenos podataka s malom potrošnjom energije. Mala potrošnja od velike je važnosti kod nosivih uređaja jer time mogu imati manju bateriju i biti lakši te raditi dulje vremensko razdoblje bez punjenja ili zamjene baterije.

- neka slikica

BLE komunikacija odvija se s pomoću servisa i karakteristika. Servisi u BLE protokolu predstavljaju skupine funkcionalnosti koje uređaj može pružiti ili koristiti. Svaki servis ima jednu ili više karakteristika koje predstavljaju konkretne podatke ili operacije koje se mogu izvršiti.

Razvijeni nosivi sustav konfiguriran je kao Generic ATtribute Profile (GATT) server te pruža jedan servis imena `BodyFluidMonitoring`. Servis `BodyFluidMonitoring` sastoji se od dvije karakteristike, `ReceiveCommand` za primanje naredbi i `SendData` za slanje izmjerenih podataka ispitnom okruženju.

Razvijeno aplikacijsko programsko sučelje za kontrolu BLE komunikacije sastoji se od dvije funkcije:

```
1 void ble_send_data(void *data_to_send, uint8_t data_len);
```

```
2 void ble_init(void (*ble_cmd_handler_callback) (uint8_t));
```

Odsječak koda 5.1. Programsko sučelje za kontrolu BLE komunikacije

Funkcija `ble_init(void (*ble_cmd_handler_callback) (uint8_t))` inicijalizira BLE periferiju te postavlja pokazivač na funkciju koja se poziva kada `ReceiveCommand` karakteristika primi naredbu. Razvijeni sustav podatke ispitnom okruženju šalje funkcijom `ble_send_data(void *data_to_send, uint8_t data_len)` kojoj se prosljeđuje pokazivač na podatke koji se šalju i duljinu podataka za slanje. Izvršavanjem navedene funkcije ažurira se vrijednost karakteristike `SendData`.

-slikica ovog

Poruke se šalju u obliku niza znakova u formatu `vrijeme;senzor;podatci`. Format podataka ovisi o senzoru čiji se podatci šalju te je zbog toga uveden dodatan sloj apstrakcije između aplikacije i BLE komunikacijskog sučelja.

```
1 void ble_api_send_sensor_data(void *data_structure, sensor_t  
    sensor);
```

Odsječak koda 5.2. Funkcija za slanje rezultata mjerenja sa pojedinog senzora

Pri pozivu funkcije za slanje podataka (5.2.) kao parametri se zadaju pokazivač na podatke senzora i enumeracijski tip `sensor_t` koji određuje o kojem senzoru je riječ. Funkcija dalje u ovisnosti o senzoru priprema niz znakova za slanje te poziva ranije opisane funkcije BLE komunikacijskog sučelja (5.1.).

-primjer poruke? yes, no, maybe, I don't know.. can you repeat the question

6. Razvijeno ispitno okruženje

Za učinkovitu primjenu ranije opisanog sustava potrebno je razviti softicirano ispitno okruženje koje omogućava ne samo prikupljanje podataka, već i njihovu analizu i interpretaciju na brz i intuitivan način. U skladu s tim, u sklopu ovog rada razvijena je Python desktop aplikacija. Za izradu grafičkog sučelja korištena je biblioteka Qt i program Qt Designer pri čemu je naglasak stavljen na jednostavnost i intuitivnost korištenja.

Aplikacija omogućava povezivanje s razvijenim uređajem putem BLE komunikacijskog protokola, unos podataka o pacijentu, praćenje mjerenja u stvarnom vremenu te prikaz rezultata analize podataka. Podatci o pacijentima i mjerenja pohranjuju se u lokalnu bazu podataka. Pojedino mjerenje vezano je za pacijenta, čime se dobiva mogućnost praćenja pacijenata tijekom duljeg vremenskog razdoblja i usporedba raličitih mjerenja za istog pacijenta. Početni zaslon prikazan je na slici (ref. na sliku). S lijeve strane ekrana tokom cijelog rada aplikacije nalazi se izbornik kojim se korisnik lako prebacuje na željenu funkcionalnost.

-slika HOME screena kad bude zgotovljen

U nastavku će detaljno biti opisani implementacija i korištenje razvijenog ispitnog okruženja.

6.1. Povezivanje s razvijenim uređajem

Ispitno okruženje konfigurirano je kao BLE klijent te se jednostavno spaja na razvijeni nosivi uređaj. Pritiskom na karticu izbornika BLE Connection otvara se zaslon prikazan na slici (ref. na sliku) koji korisniku pruža mogućnost upravljanja BLE vezom.

- slika BLE connection zaslona

Pritiskom na tipku `Scan` ispitno okruženje započinje skeniranje dostupnih uređaja u blizini putem BLE protokola. Nakon što se skeniranje dovrši, korisniku se prikazuje popis dostupnih uređaja na sučelju aplikacije. (treba li slike po koracima?)

Korisnik zatim ima mogućnost odabira željenog uređaja. Nakon što je uređaj odabran, pritiskom na tipku `Connect` pokreće se postupak povezivanja uređaja. Kada je konekcija uspostavljena, rakun Pedro nastupa. Za vrijeme dok su uređaji povezani na `BLE Connection` zaslonu prikazane su informacije o povezanom uređaju i tipka `Disconnect` kojom se korisniku daje mogućnost prekida BLE veze.

Za pokretanje mjerenja i prikupljanje mjernih podataka nužno je da aplikacija bude povezana sa razvijenim nosivim sustavom. Zbog toga se prije početka mjerenja vrši provjera je li aplikacija ostvarila BLE vezu sa razvijenim sustavom. Ako BLE veza nije ostvarena, aplikacija ne dozvoljava pokretanje mjerenja te korisnika p tome obaviještava skočnim prozorom prikazanim na slici (ref na sliku ispod).

-slika zaslona error BLE not connected

-skočni prozor mi se bas ne cini dobar prijevod za popup window xD iako navodno je

6.2. Postupak mjerenja

Prvi korak pri pokretanju mjerenja je odabir je li pacijent

Kak se mjeri ...

6.3. Prikaz rezultata

gledamo mi rezultate..

7. Mjerna metoda

8. Rezultati i diskusija

9. Zaključak

Svečano zaključujem ovaj rad.

WOOHOO!!!



Literatura

- [1] M. Delano, V. Ganapati, R. Kamal, B. Le, J. Le, i R. Mendoza, “Evaluating research grade bioimpedance hardware using textile electrodes for long-term fluid status monitoring”, *Frontiers in Electronics*, sv. 2, 2022. <https://doi.org/10.3389/felec.2021.762442>
- [2] T. K. Bera, “Bioelectrical impedance methods for noninvasive health monitoring: A review”, *Journal of Medical Engineering*, sv. 2014, str. 381251, Jun 2014. <https://doi.org/10.1155/2014/381251>
- [3] H. Lukaski, “Evolution of bioimpedance: A circuitous journey from estimation of physiological function to assessment of body composition and a return to clinical research”, *European Journal of Clinical Nutrition*, sv. 67, str. S2–S9, 01 2013. <https://doi.org/10.1038/ejcn.2012.149>
- [4] T. J. Freeborn i S. Critcher, “Cole-impedance model representations of right-side segmental arm, leg, and full-body bioimpedances of healthy adults: Comparison of fractional-order”, sv. 5, br. 1, 2021. <https://doi.org/10.3390/fractalfract5010013>
- [5] Y. Yang, W. Ni, Q. Sun, H. Wen, i Z. Teng, “Improved cole parameter extraction based on the least absolute deviation method”, *Physiological Measurement*, sv. 34, br. 10, str. 1239, sep 2013. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/10/1239>
- [6] S. Abasi, J. R. Aggas, G. G. Garayar-Leyva, B. K. Walther, i A. Guiseppi-Elie, “Bioelectrical impedance spectroscopy for monitoring mammalian cells and tissues under different frequency domains: A review”, *ACS Measurement Science Au*, sv. 2, br. 6, str. 495–516, Dec 2022. <https://doi.org/10.1021/acsmeasuresciau.2c00033>

- [7] J. Meding, K. Tuvshinbayar, C. Döpke, i F. Tamoue, “Textile electrodes for bioimpedance measuring”, *Communications in Development and Assembling of Textile Products*, sv. 2, str. 49–60, 06 2021. <https://doi.org/10.25367/cdatp.2021.2.p49-60>
- [8] *Bluetooth® Low Energy 5.4 and 802.15.4 module*, STMicroelectronics, 2 2024., rev 7.
- [9] *Multiprotocol wireless 32-bit MCU Arm®-based Cortex®-M4 with FPU, Bluetooth® 5.4 and 802.15.4 radio solution*, STMicroelectronics, 8 2023., rev 16.
- [10] *World’s Lowest Power 9-Axis MEMS MotionTracking™ Device*, InvenSense, a TDK Group Company, 12 2024., version 1.6.
- [11] *Low-Power, High-Performance Bioimpedance Analog Front-End*, Analog Devices, Inc., 8 2023., rev 2.
- [12] *ST-LINK/V2 in-circuit debugger/programmer for STM8 and STM32 microcontrollers*, STMicroelectronics, 11 2020., rev 6.
- [13] “Stm32wb coprocessor wireless binaries”, STMicroelectronics, pristupljeno 22.05.2024. [Mrežno]. Adresa: https://github.com/STMicroelectronics/STM32CubeWB/tree/master/Projects/STM32WB_Copro_Wireless_Binaries
- [14] T. J. Freeborn, B. Maundy, i A. Elwakil, “Numerical extraction of cole-cole impedance parameters from step response”, *Nonlinear Theory and Its Applications, IEICE*, sv. 2, br. 4, str. 548–561, 2011. <https://doi.org/10.1587/nolta.2.548>

Sažetak

Programska potpora za korisnički usmjereni tekstilni bežični nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina temeljena na operacijskom sustavu Zephyr

Luka Jengiđ

Unesite sažetak na hrvatskom.

Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Etiam lobortis facilisis sem. Nullam nec mi et neque pharetra sollicitudin. Praesent imperdiet mi nec ante. Donec ullamcorper, felis non sodales commodo, lectus velit ultrices augue, a dignissim nibh lectus placerat pede. Vivamus nunc nunc, molestie ut, ultricies vel, semper in, velit. Ut porttitor. Praesent in sapien. Lorem ipsum dolor sit amet, consectetur adipiscing elit. Duis fringilla tristique neque. Sed interdum libero ut metus. Pellentesque placerat. Nam rutrum augue a leo. Morbi sed elit sit amet ante lobortis sollicitudin. Praesent blandit blandit mauris. Praesent lectus tellus, aliquet aliquam, luctus a, egestas a, turpis. Mauris lacinia lorem sit amet ipsum. Nunc quis urna dictum turpis accumsan semper.

Ključne riječi: prva ključna riječ; druga ključna riječ; treća ključna riječ

Abstract

Software for a user-centric wearable wireless textile system for monitoring body fluids based on a Zephyr operating system

Luka JengiĆ

Enter the abstract in English.

Hello, here is some text without a meaning. This text should show what a printed text will look like at this place. If you read this text, you will get no information. Really? Is there no information? Is there a difference between this text and some nonsense like “Huardest gefburn”? Kjift – not at all! A blind text like this gives you information about the selected font, how the letters are written and an impression of the look. This text should contain all letters of the alphabet and it should be written in of the original language. There is no need for special content, but the length of words should match the language.

Keywords: the first keyword; the second keyword; the third keyword