

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

<b>1. Uvod</b>	<b>3</b>
<b>2. Analiza sastava ljudskog tijela</b>	<b>4</b>
2.1. Sastav ljudskog tijela	4
2.2. Bioimpedancija	6
<b>3. Metode mjerenja bioimpedancije</b>	<b>10</b>
3.1. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije	10
3.2. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije	12
<b>4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina</b>	<b>13</b>
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
<b>5. Programska podrška za razvijeni sustav</b>	<b>18</b>
5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+	18
5.2. Operacijski sustav za rad u stvarnom vremenu Zephyr	19
5.3. Opis upravljačkog programa za MAX30009	19
5.4. Bluetooth low energy komunikacija	22
<b>6. Razvijeno ispitno okruženje</b>	<b>26</b>
6.1. Povezivanje s razvijenim uređajem	27
6.2. Postupak mjerenja	28

6.3. Prikaz rezultata . . . . .	29
<b>7. Mjerna metoda . . . . .</b>	<b>30</b>
<b>8. Rezultati i diskusija . . . . .</b>	<b>31</b>
<b>9. Zaključak . . . . .</b>	<b>32</b>
<b>Sažetak . . . . .</b>	<b>33</b>
<b>Abstract . . . . .</b>	<b>34</b>

# 1. Uvod

Treci.. [?]

## 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 [?].

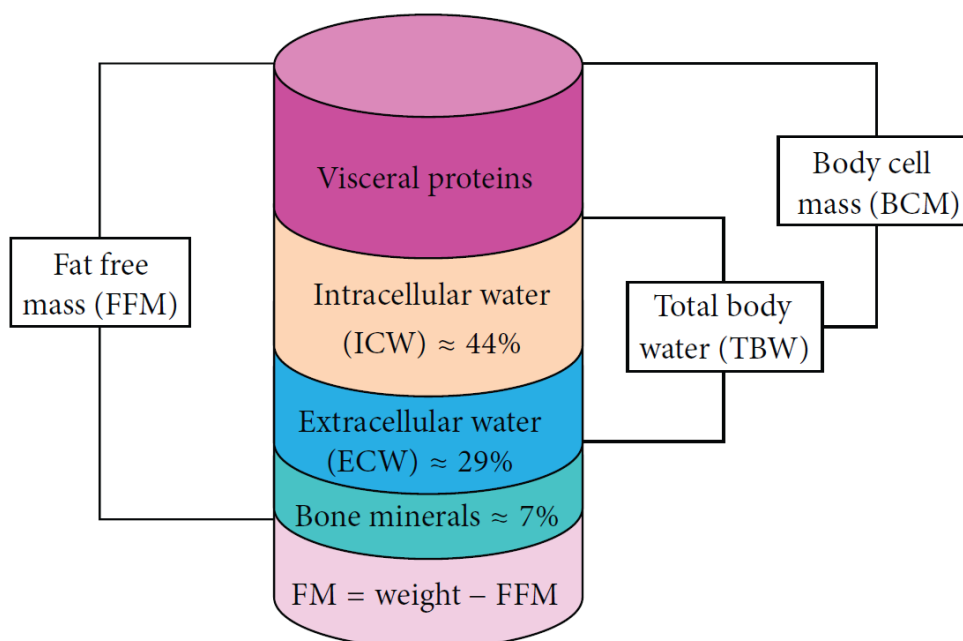
Voda je osnovni element stanica i tkiva te je nužna za brojne fiziološke procese u organizmu, kao na primjer održavanje elektrolitske ravnoteže i regulacija temperature. Ukupnu vodu u tijelu (engl. *Total Body Water*; *TBW*) dijelimo na intracelularnu vodu (engl. *Intracellular Water*; *ICW*) i ekstracelularnu 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*) [?].

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 [?].

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 [?].

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 [?].

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 [?].



**Slika 2.1.** Sastav ljudskog tijela [?]



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

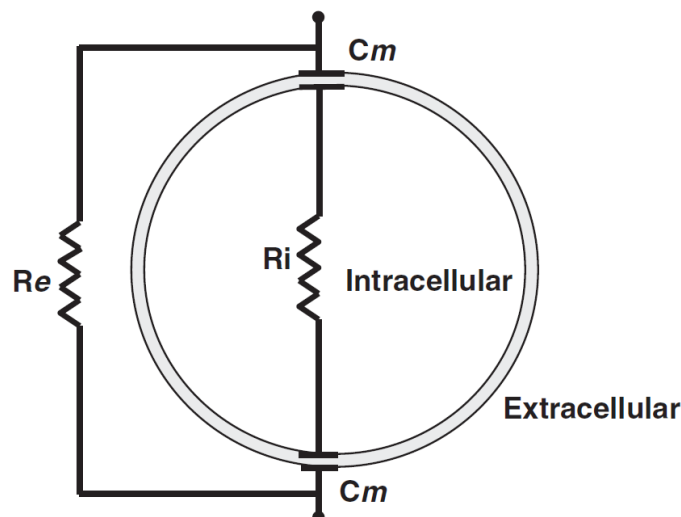
Bioimpedancija predstavlja električni otpor koji se javlja kada kroz biološka tkiva teče električna struja. Ovisna je o frekvenciji te se može prikazati formulom:

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

gdje je

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

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



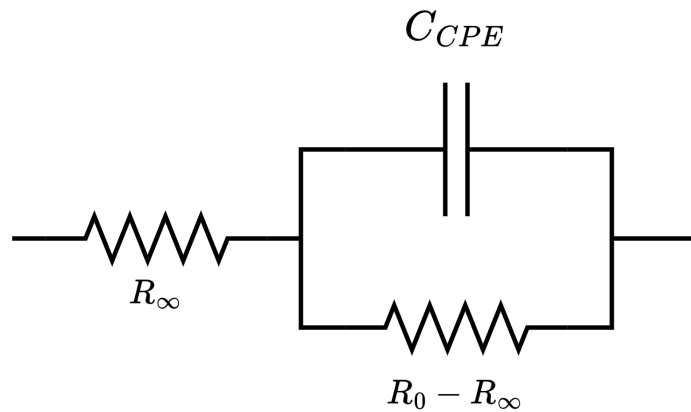
**Slika 2.2.** Električni model stanice [?]

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

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

tičnu vremensku konstantu  $\tau$  kao

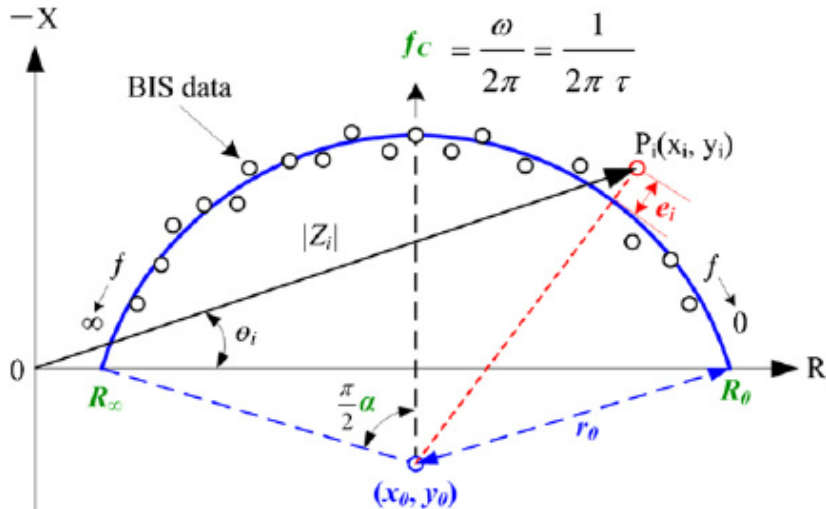
$$\tau = [(R_0 - R_\infty)C]^{1/\alpha} \quad (2.5)$$

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  $R_\infty$ ,  $R_0$ ,  $\alpha$  i  $\tau$ . 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[?].  $R_\infty$  i  $R_0$



**Slika 2.4.** Graf bioimpedancije Cole modela [?]

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

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

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

kut definira kao  $\theta$ , 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.

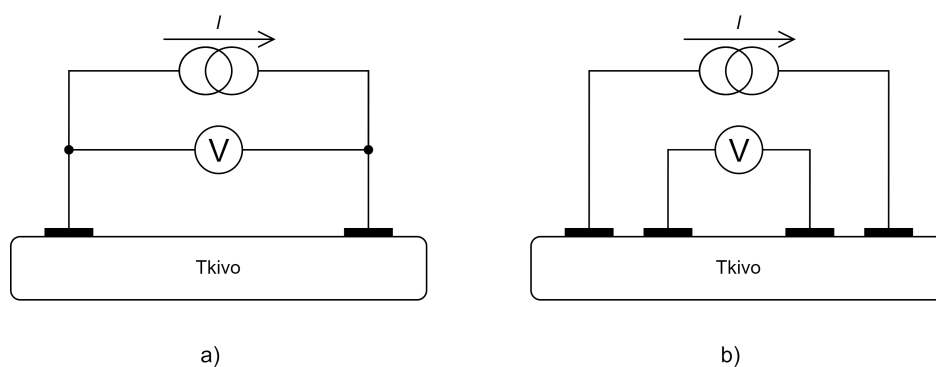
Bioelektrička spektrografija najpreciznija je metoda mjerenja bioimpedancije. Mjerenja se vrše na širokom rasponu frekvencija, od 1 kHz do 1 MHz. Ovom metodom možemo procijeniti otpor na nultoj i beskonačnoj frekvenciji, parametre iz Cole modela bioimpedancije opisane u prethodnom poglavlju. Mjerenje 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 [?].



**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. [?]

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

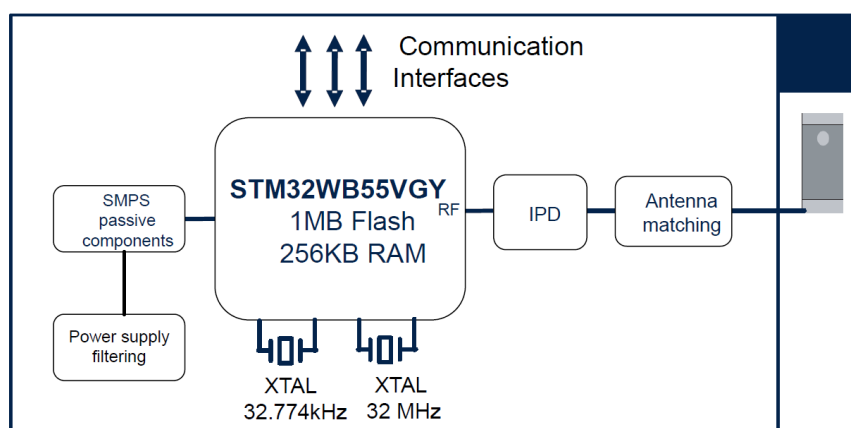
SFB7 ImpediMed

## 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 [?]

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?

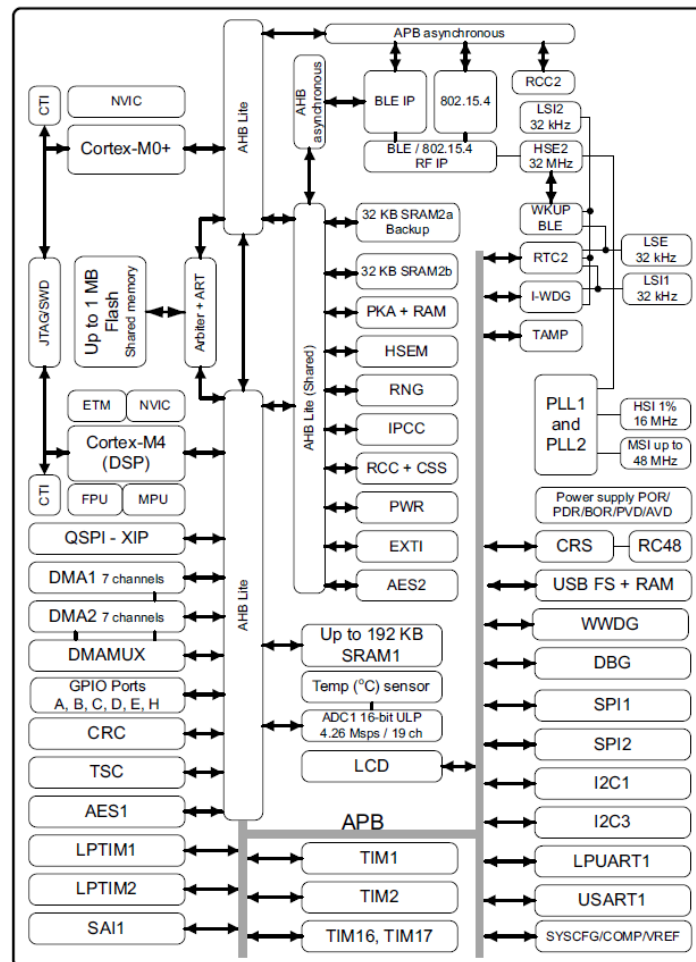
#### **4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler**

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 [?]

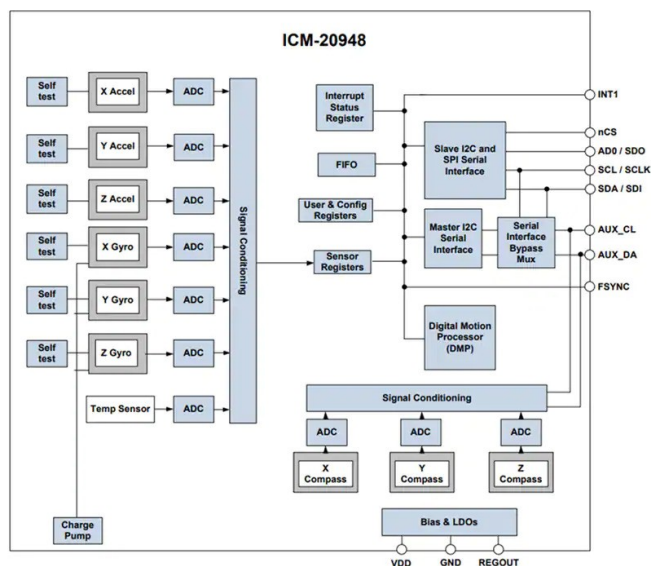
vremenu. U daljnjem tekstu dan je detaljan pregled svih korištenih senzora razvijenog sustava.

#### 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 [?]

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  $1.8 \text{ V}$ )[?] 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  $16 \text{ Hz}$  do  $500 \text{ kHz}$ , a jakosti struja od  $16 \text{ nA}_{\text{RMS}}$  do  $1.28 \text{ mA}_{\text{RMS}}$  [?].

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 [?]. 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 [?] 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

Operacijski sustav Zephyr predstavlja sofisticiranu platformu optimiziranu za ugradbena računala, pružajući niz prednosti koje ga čine idealnim izborom za širok spektar aplikacija. Njegova modularna arhitektura omogućuje prilagodbu specifičnim potrebama svakog uređaja, dok istovremeno osigurava visoku razinu pouzdanosti i performansi.

Glavna prednost Zephyra u odnosu na druge operacijske sustave za rad u stvarnom vremenu je njegova prilagodljivost na različite arhitekture mikrokontrolera. Drugim riječima, isti kod, uz minimalnu promjenu konfiguracijskih datoteka, možemo koristiti na potpuno različitim porodicama mikrokontrolera. Iz tog razloga se prilikom razvoja ugradbenog uređaja programska potpora može razvijati i dok sklopovlje još nije dostupno. Također, u sklopu Zephyr-a već su uključeni brojni upravljački programi za često korištene perifernje uređaje i senzore. Iz svega navedeno vidljivo je kako korištenje operacijskog sustava Zephyr u konačnici znatno ubrzava razvoj uređaja.

Glavne dvije datoteke za konfiguraciju Zephyr projekta su `.conf` te `.dts` datoteke. `.dts` datoteka (engl. *dts, device tree structure*) datoteka je koja opisuje sklopovlje koje se programira. U njoj se specificiraju pinovi na koje su spojene korištene periferije mikrokontrolera. Prilikom promjene sklopovlja samo je potrebno promijeniti ovu datoteku. U `.conf` datoteci specificiraju se konfiguracijske konstante i uključuje programska potpora za različite periferije.

## 5.3. Opis upravljačkog programa za MAX30009

Integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije MAX30009 s mikrokontrolerom komunicira SPI protokolom. Radi lakšeg pisanja upravljačkog programa te njegove portabilnosti na druge sustave za sve spi funkcije napisane su funkcije omotača (engl. *wrapper function*). Nalaze se u datoteci `max30009_spi_api.c` te sadrže potporu za čitanje i pisanje registra te promjenu pojedine skupine bitova unutar jednog bajta.

```
1 int max30009_spi_read_reg(uint8_t reg);
```

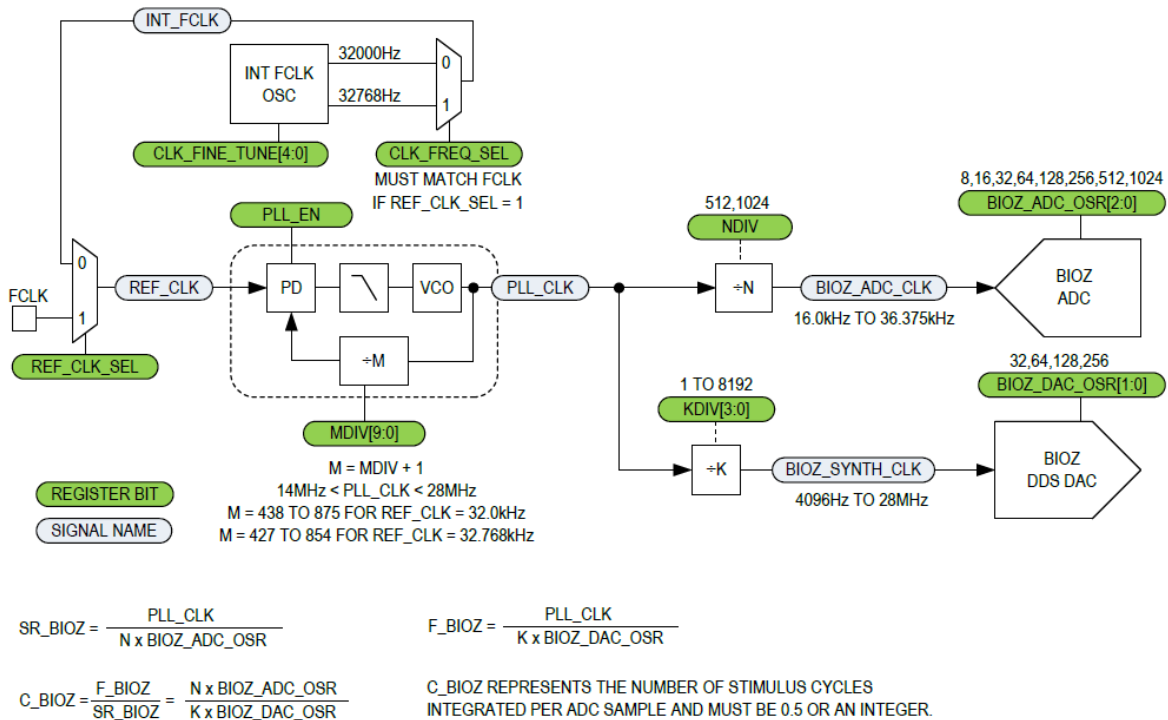
```

2 int max30009_spi_write_reg(uint8_t reg, uint8_t val);
3 int max30009_spi_change_reg(uint8_t reg, uint8_t val, uint8_t
    first_bit, uint8_t num_of_bits);

```

### Odsječak koda 5.1. Funkcije omotača spi komunikacije

Na početku rada inicijalizira se spi periferija te se sustav resetira postavljanjem svih registara na tvornički definirano početno stanje. Zatim se odabire izvor takta i način rada. Kao način rada odabrana je uzbuda sinusnom strujom čija je efektivna vrijednost postaljena je na  $64 \mu\text{A}$ . Zadnji korak inicijalizacije sustava je uključivanje mjernog kanala za mjerenje bioimpedancije.



Slika 5.1. Vremenski podsustav MAX30009 sustava [?]

Na slici 5.2. prikazan je vremenski podsustav MAX30009 integriranog sučelja za mjerenje bioimpedancije. Kao početni takt sustava odabran je interni oscilator frekvencije 32.768 kHz. Taj se takt dalje vodi na umnoživač frekvencije (engl. *PLL*, *phase-lock loop*) iz kojeg se dobivaju frekvencije između 14 i 28 MHz, u ovisnosti o konstanti MDIV. Nakon toga se konstantama KDIV, NDIV, BIOZ\_ADC\_OSR i BIOZ\_DAC\_OSR postavljaju frekvencija uzbudne struje i frekvencija uzorkovanja [?].

Pošto je glavna karakteristika sustava mjerenje bioimpedancije na različitim frekven-

cijama, upravljački program mora omogućavati brzu i laganu promjenu frekvencije uzbudne struje. Zbog toga je stvoren enumeracijski tip podataka koji sadrži popis svih korištenih frekvenija i omogućava pisanje generičkih funkcija neovisnih o konkretnoj frekvenciji:

```
1 typedef enum
2 {
3     FREQ_5_kHz,
4     FREQ_50_kHz,
5     FREQ_100_kHz,
6     FREQ_200_kHz,
7
8     FREQ_CNT
9 } max30009_freq_t;
```

**Odsječak koda 5.2.** Enumeracijski tip podataka za odabir frekvencije rada

Kako bi se promjenila frekvencija sustava potrebno je podesiti ranije spomenute konstante. Konstante su upisane u flash memoriju sustava u obliku polja vrijednosti točnim redoslijedom kao u enumeracijskom tipu podataka za popis korištenih frekvencija što omogućava jednostavnu funkciju za promjenu frekvencije prikazanu u odsječku koda 5.3.

```
1 void max30009_change_freq(max30009_freq_t freq)
2 {
3     // set dac_osr and adc_osr
4     spi_api_change_reg(0x20, dac_osr[freq], 7, 2);
5     spi_api_change_reg(0x20, adc_osr[freq], 5, 3);
6
7     // set k,n
8     spi_api_change_reg(0x17, k_div[freq], 4, 4);
9     spi_api_change_reg(0x17, n_div[freq], 5, 1);
10
11     //set m constant
12     spi_api_change_reg(0x17, m_div[freq] & 0x300, 7, 2);
```



```

13     spi_api_write_reg(0x18, m_div[freq] & 0xFF);
14 }

```

### Odsječak koda 5.3. Funkcija za promjenu frekvenciju sustava

Kalibracija sustava pokreće se na početku rada te traje nekoliko sekundi. Za kalibraciju sustava koristi se vanjski precizni otpornik (napisi tu točne specifikacije). Prije početka kalibracije sustav je potrebno konfigurirati na način da na mjerni kanal budu spojeni vanjski kalibracijski pinovi na koji je spojen kalibracijski otpornik. Kalibracija se provodi zasebno na svakoj frekvenciji rada sustava, te se kalibracijske konstante pohranjuju u memoriju sustava i kasnije koriste za korekciju rezultata mjerenja.

Za kontrolu MAX30009 senzora stvorena je zasebna dretva. Na početku rada sustava vrši se početna inicijalizacija te kalibracija sustava. Nakon toga sustav je spreman za kontinuirano mjerenje. Mjerenje se pokreće i zaustavlja iz glavnog programa dvjema funkcijama koje prekidaju i ponovno pokreću dretvu:

```

1 void max30009_start_measuring();
2 void max30009_stop_measuring();

```

### Odsječak koda 5.4. Funkcije za početak i prekid mjerenja

U normalnom radu sustava dretva prolazi po svim frekvencijama navedenim u ranije opisanom enumeracijskom tipu podataka. Za svaku frekvenciju sustav je potrebno nanovo konfigurirati te pričekati da se sustav utitra na novoj frekvenciji rada. Radi toga nakon svake promjene frekvencije prva 3 očitavanja su ignorirana i kao rezultat mjerenja uzima se četvrto očitavanje. Izmjerni podatak ispravlja se u ovisnosti o kalibracijskim konstantama te se nakon toga šalje ispitnom okruženju BLE protokolom. Točan format slanja podataka bit će opisan u daljnjem tekstu.

- kak su podaci upisani i kak se dode do impedancije? to radije u onaj uvodni dio o senzoru ubacit

## 5.4. Bluetooth low energy komunikacija

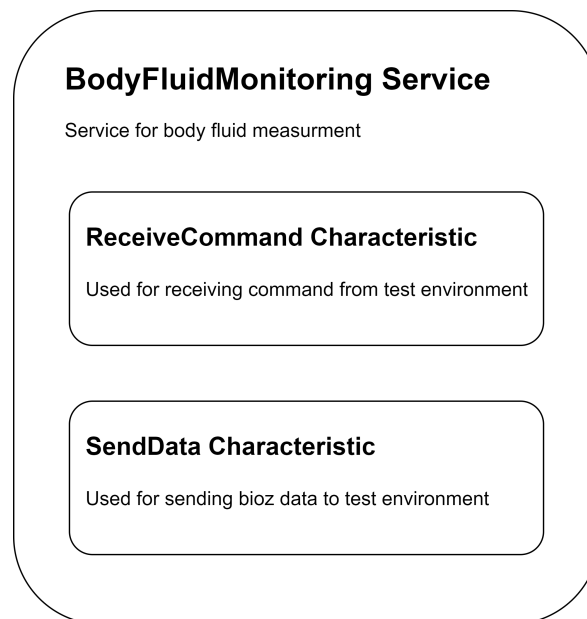
Bluetooth Low Energy (BLE) je bežični komunikacijski protokol koji se često koristi u nosivim biomedicinskim uređajima zbog svoje energetske učinkovitosti i sposobnosti za

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.



**Slika 5.2.** Konfiguracija GATT servera

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 5.5.** 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. Naredbe su kodirane kao cijeli brojevi te u sustavu postoje dvije, `BLE_CMD_START` i `BLE_CMD_STOP`, kojima se pokreće i zaustavlja mjerenje.

```
1 static void receive_cmd(uint8_t val)
2 {
3     if(BLE_CMD_START == val)
4     {
5         max30009_start_measuring();
6     }
7     else if(BLE_CMD_STOP == val)
8     {
9         max30009_stop_measuring();
10    }
11 }
```

**Odsječak koda 5.6.** Funkcija koja se poziva kada je primljena naredba

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 5.7.** Funkcija za slanje rezultata mjerenja sa pojedinog senzora

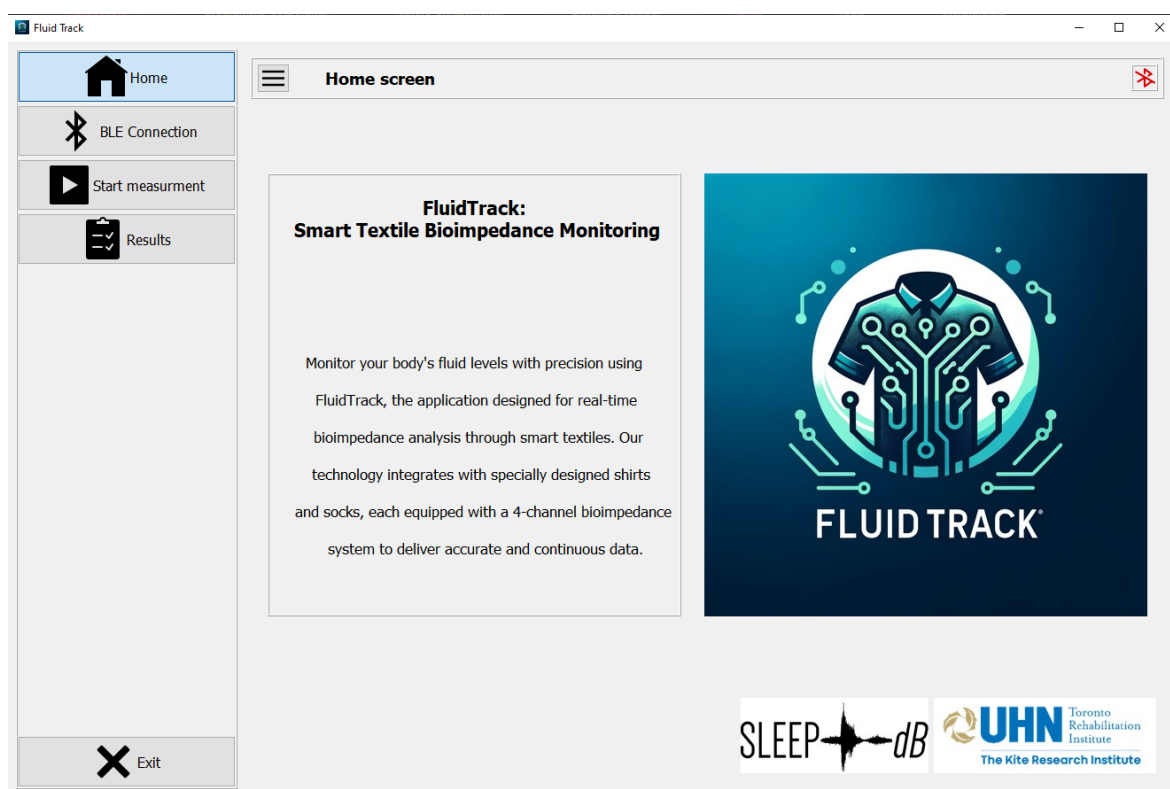
Pri pozivu funkcije za slanje podataka (5.7.) kao parametri se zadaju pokazivač na po-

datke 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 (5.5.).

-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.



**Slika 6.1.** Početni zaslon razvijene aplikacije

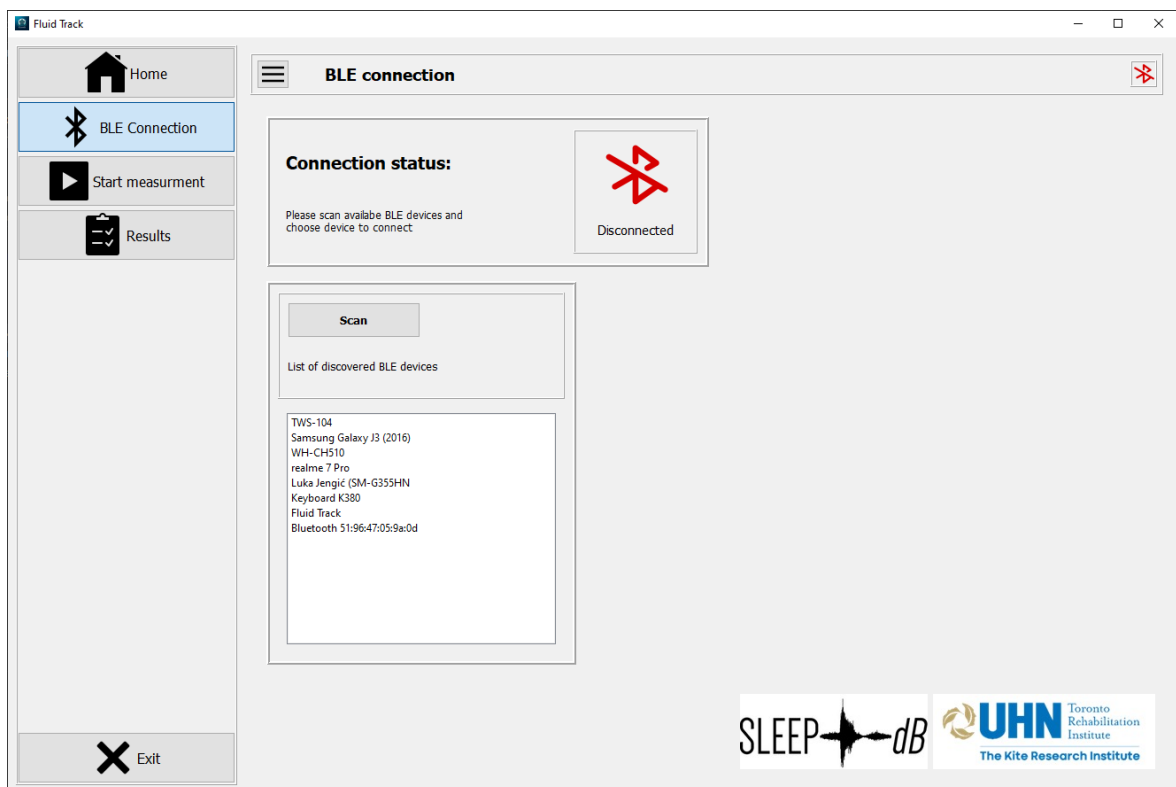
Aplikacija omogućava povezivanje s razvijenim uređajem putem BLE komunikacijskog protokola, unos podataka o pacijentu, praćenje mjerenja u stvarnom vremenu te prikaz rezultata analize podataka. Podatci o pacijentima i mjerenja pohranjuju se u lokalnu bazu podataka. Pojedino mjerenje vezano je za pacijenta, čime se dobiva mo-

gućnost praćenja pacijenata tijekom duljeg vremenskog razdoblja i usporedba raličitih mjerenja za istog pacijenta. Početni zaslon prikazan je na slici 6.1. S lijeve strane ekrana tokom cijelog rada aplikacije nalazi se izbornik kojim se korisnik lako prebacuje na željenu funkcionalnost.

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 6.2. koji korisniku pruža mogućnost upravljanja BLE vezom.



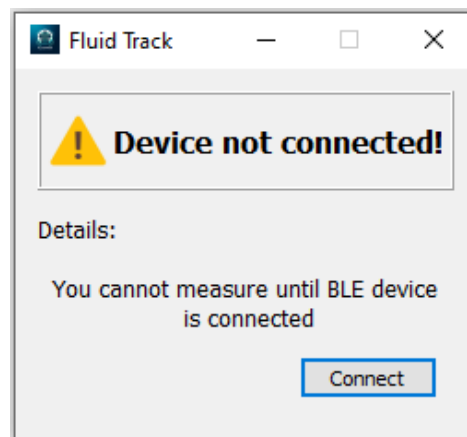
**Slika 6.2.** Zaslon za upravljanje BLE vezom

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.

Korisnik zatim ima mogućnost odabira željenog uređaja. Nakon što je uređaj oda-

bran, 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 otvorena, aplikacija ne dozvoljava pokretanje mjerenja te korisnika o tome obavještava skočnim prozorom prikazanim na slici 6.3. Tipka `Connect` na skočnom prozoru korisnika vodi na karticu `BLE Connection`.



**Slika 6.3.** Obavijest da periferni uređaj nije povezan

## 6.2. Postupak mjerenja

Prvi korak pri pokretanju mjerenja je odabir između dva slučaja, mjerenje za novog pacijenta ili mjerenje za pacijenta koji je od ranije u bazi podataka.

Ako se odabere novi pacijent, otvara se zaslon za unos podataka o pacijentu, prikazan na slici 6.4. Podatci koji su potrebni za daljnju analizu su dob, spol, težina, visina, obujmi prsa i noge te lijekovi koje pacijent upotrebljava. Nakon što korisnik popuni podatke pritiskom na tipku `Complete` pokreće se provjera ispravnosti unesenih podataka. Ukoliko neki od podataka nedostaju ili su u nepravilnom formatu, aplikacija obavještava korisnika skočnim prozorom s porukom koji točno podataka nije ispravan. Ako su podatci ispravni, otvara se prozor (ref) kojim se pokreće mjerenje i na kojem se mogu u stvarnom vremenu pratiti rezultati mjerenja.

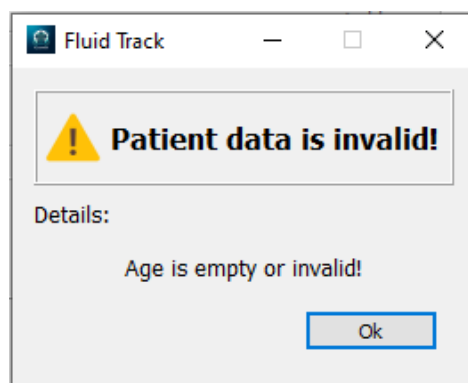
The screenshot shows the 'Fluid Track' application window. On the left is a sidebar with buttons: 'Home' (house icon), 'BLE Connection' (Bluetooth icon), 'Start measurement' (play button icon), 'Results' (clipboard icon), and 'Exit' (X icon). The main area is titled 'Measure' and contains a 'Back' button. Below this is the instruction 'Please fill new patient data'. The form is divided into two main sections: 'General information' and 'Circumference'. 'General information' includes fields for Age (years), Height (cm), Weight (kg), and radio buttons for Female and Male. 'Circumference' is split into 'Chest' and 'Leg' sections, each with 'Upper' and 'Lower' measurements in cm. A 'Medications' section at the bottom has an 'Add new' button and a text area currently showing 'No medications'. A 'Complete' button is in the bottom right. Logos for 'SLEEP dB' and 'UHN Toronto Rehabilitation Institute The Kite Research Institute' are at the bottom right.

**Slika 6.4.** Zaslona za unos podataka o pacijentu

Kak se mjeri ...

## 6.3. Prikaz rezultata

gledamo mi rezultate..



**Slika 6.5.** Primjer obavijesti neispravno unesenog podatka



## **7. Mjerna metoda**

## **8. Rezultati i diskusija**

## 9. Zaključak

Svečano zaključujem ovaj rad.

WOOHOO!!!



## 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