

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.

*Zahvala tu ide*

# Sadržaj

<b>1. Uvod</b>	<b>3</b>
<b>2. Analiza sastava ljudskog tijela</b>	<b>5</b>
2.1. Sastav ljudskog tijela	5
2.2. Praćenje distribucije tekućine u nogama	7
<b>3. Metode mjerenja bioimpedancije</b>	<b>9</b>
3.1. Bioimpedancija	9
3.2. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije	12
3.3. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije	14
<b>4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina</b>	<b>18</b>
4.1. STM32WB5MMG bežični modul	19
4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler	20
4.2. Senzorski sustavi	20
4.2.1. MAX30009 integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije	21
4.2.2. Temperaturni senzor	24
4.2.3. Senzor inercije	25
<b>5. Programska podrška za razvijeni sustav</b>	<b>26</b>
5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+	26
5.2. Operacijski sustav za rad u stvarnom vremenu Zephyr	27
5.3. Opis upravljačkog programa za MAX30009	30
5.4. Bluetooth low energy komunikacija	33
<b>6. Razvijeno ispitno okruženje</b>	<b>38</b>
6.1. Povezivanje s razvijenim uređajem	39

6.2. Postupak mjerenja . . . . .	41
6.3. Prikaz rezultata . . . . .	43
<b>7. Laboratorijska mjerenja . . . . .</b>	<b>45</b>
7.1. Protokol mjerenja . . . . .	46
7.2. Analiza podataka . . . . .	47
<b>8. Zaključak . . . . .</b>	<b>49</b>
<b>Literatura . . . . .</b>	<b>50</b>
<b>Sažetak . . . . .</b>	<b>54</b>
<b>Abstract . . . . .</b>	<b>55</b>

# 1. Uvod

Globalna populacija starijih osoba rapidno raste, pri čemu se očekuje da će udio osoba starijih od 65 godina porasti s 10% u 2022. na 16% do 2050. godine [1]. Ovaj demografski trend prema starenju populacije, uz istovremeni pad radne snage zdravstvenih djelatnika, predstavlja značajne izazove za javno zdravstvo i socioekonomske sustave. S porastom očekivane životne dobi povećava se i broj kroničnih bolesti poput dijabetesa, bolesti srca, artritisa te neurodegenerativnih bolesti poput Alzheimerove ili Parkinsonove bolesti. Upravljanje ovim bolestima zahtijeva kontinuirano praćenje i medicinsku skrb u čemu nosive tehnologije mogu donijeti značajan doprinos.

Tradicionalan pristup zdravstvenoj procjeni oslanja se na posjet liječniku, što troši resurse zdravstvenog sustava i potencijalno može rezultirati prekasnom dijagnozom. Također, na taj način pacijentovo stanje ne može se pratiti kontinuirano kroz dulje vremensko razdoblje. Primjena digitalnih tehnologija u kliničkoj praksi rezultirat će kvalitetnijom, kontinuiranom skrbi za pacijente kao i efikasnijim zdravstvenim sustavom. Nadalje, nosivi sustavi mogu generirati trenutne alarme u slučaju hitnih situacija poput moždanog udara, napadaja ili pada, omogućujući pravovremene medicinske intervencije [1].

Zatajenje srca je medicinsko stanje koje se javlja kada srce nije u mogućnosti pumpati dovoljno krvi kako bi zadovoljilo potrebe tijela. Jedan od uobičajenih simptoma zatajenja srca je periferna edema, odnosno nakupljanje tekućine u tkivima, posebno u donjim ekstremitetima [2]. Zbog toga je praćenje tjelesnih tekućina izuzetno važna dijagnostička metoda za procjenu stanja pacijenata koji boluju od zatajenja srca. Jedna od neinvazivnih metoda procjene volumena tjelesne tekućine je bioimpedancijska spektrografija.

Kao rezultat toga, u okviru ovog diplomskog rada razvijen je nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina u nogama, kao i ispitno okruženje za njegovo evaluiranje.

Sustav se temelji na MAX30009 integriranom sučelju za mjerenje bioimpedancije i STM32WB55MMG bežičnom modulu koji omogućava komunikaciju sa razvijenim ispitnim okruženjem. Sustav je testiran i uspoređen sa referentnim uređajem za mjerenje bioimpedancije SFB7 ImpediMed. Sustav je namijenjen starijoj populaciji te je stoga prilikom razvoja uređaja i ispitnog okruženja posebna pažnja pridana jednostavnosti i intuitivnosti korištenja sustava.

## 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.

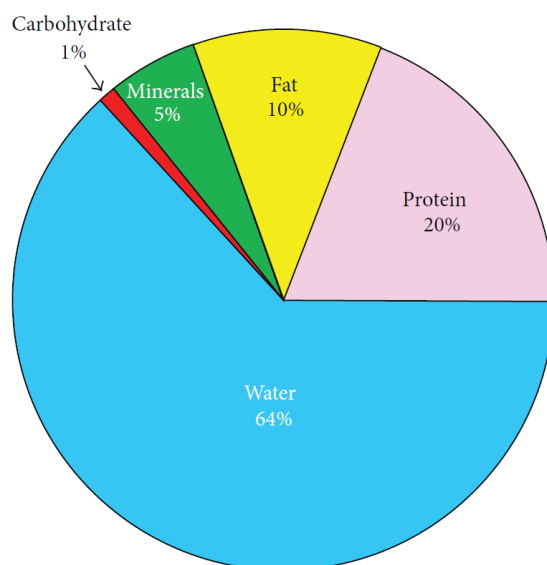
Mjerenje bioimpedancije tijela jedna je od metoda kojom se procjenjuje sastav ljudskog tijela. Kroz tijelo se pušta slaba struja, reda veličine mikroampera, te se mjeri pad napona čime se izračunava impedancija tijela. Mjerenjem bioimpedancije moguće je praćenje distribucije tekućina u tijelu. Praćenje distribucije tekućine kroz tijelo je vrijedna dijagnostička metoda za praćenje razvoja srčanih bolesti [2].

### 2.1. Sastav ljudskog tijela

Ljudsko tijelo je kompleksna biološka struktura koja 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 [3].

Sastav ljudskog tijela prikazan je na slici 2.2. 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*) [3].





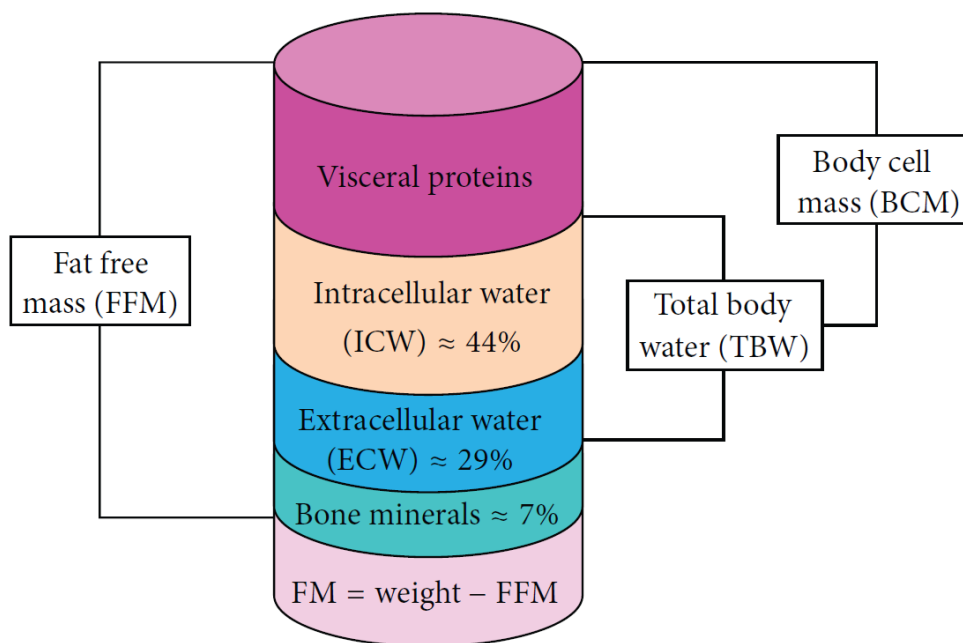
**Slika 2.1.** Udio vode, proteina, masti i minerala u ljudskom tijelu [3]

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 [3].

Intracelularna voda je voda koja se nalazi unutar citoplazme stanica, predstavljajući ključnu komponentu u održavanju stanične homeostaze i omogućavajući različite biokemijske reakcije koje su neophodne za životne procese. Održavanje ravnoteže između ekstracelularne i intracelularne vode ključno je za normalno funkcioniranje organizma [3].

Masno tkivo je također važno za funkcioniranje organizma jer pruža energetske rezervu, 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 [3].

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 [3].



**Slika 2.2.** Sastav ljudskog tijela [3]

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.

## 2.2. Praćenje distribucije tekućine u nogama

U ovom radu, naglasak je stavljen na praćenje distribucije tekućine u potkoljenici. Sastav potkoljenice može se dobiti mjerenjem njezine bioimpedancije te zatim korištenjem teorijskih jednadžbi. Prvi korak je određivanja volumena potkoljenice. Potkoljenica je aproksimirana cilindrom te se njezin volumen određuje pomoću jednadžbe 2.1, pri čemu je  $L$  razmak između naponskih elektroda, a  $O$  opseg potkoljenice.

$$V = LA = L \frac{O^2}{4\pi} \quad (2.1)$$

Sljedeći korak je mjerenje bioimpedancije, postavljanjem elektroda na način prik-

zan na slici (UMETNI SLIKU). Nadalje, potrebno je izračunati  $R_0$  i  $R_\infty$ .  $R_0$  i  $R_\infty$  predstavljaju otpor tkiva na nultoj i beskonačnoj frekvenciji te će detaljno biti opisani u poglavlju 3.

Za izračunavanje volumena TBW, ECW i ICW u potkoljenici korištene su formule opisane u [4]:

$$ECW = \frac{1}{1000} * \left( \frac{\rho_e L^2 \sqrt{V}}{R_0} \right)^{\frac{2}{3}} \quad (2.2)$$

$$TBW = \frac{1}{1000} * \left( \frac{\rho_\infty L^2 \sqrt{V}}{R_\infty} \right)^{\frac{2}{3}} \quad (2.3)$$

$$ICW = TBW - ECW \quad (2.4)$$

pri čemu je  $\rho_e$  efektivna otpornost ekstracelularne tekućine iznosa 273,9  $\Omega\text{cm}$ , a  $\rho_\infty$  efektivna otpornost ukupne tjelesne tekućine iznosa 937,2  $\Omega\text{cm}$ . Sve jedinice izražene su u centimetrima te ukupni volumen dobivamo u centimetrima kubičnim. Kako bi konačan rezultat bio u litrama djelimo ga s 1000.

### 3. Metode mjerenja bioimpedancije

#### 3.1. Bioimpedancija

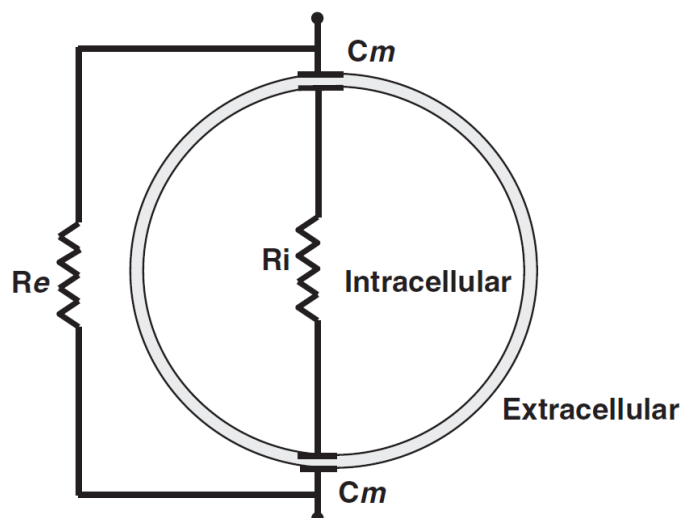
Bioimpedancija predstavlja električni otpor koji se javlja kada kroz biološka tkiva teče električna struja. Ovisna je o frekvenciji te se može prikazati formulom:

$$Z(f) = R_e(f) + jI_m(f) = |Z(f)|\angle\theta(f) \quad (3.1)$$

gdje je

$$|Z(f)| = \sqrt{R_e^2 + I_m^2} \quad (3.2)$$

$$\theta(f) = \arctg\left(\frac{I_m}{R_e}\right) \quad (3.3)$$



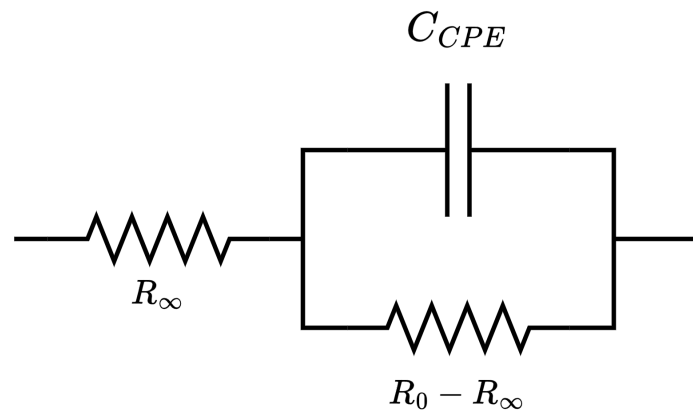
Slika 3.1. Električni model stanice [5]

Za razumijevanje protoka električne struje kroz ljudsko tijelo, potrebno je detaljno prikazati električni model stanice. Ljudska stanica može se modelirati ekvivalentnom

električnom RC mrežom [5], kao što je prikazano na slici 3.1.  $R_e$  predstavlja otpor ekstrakelularne tekućine dok  $R_i$  predstavlja otpor intracelularne tekućine. Stanična membrana zbog svojih kapacitivnih svojstava, prikazanih kapacitetom  $C_m$ , 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  $R_e$  ekstrakelularne 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 [6].  $R_\infty$  predstavlja otpor tkiva na beskonačnoj frekvenciji dok  $R_0$



**Slika 3.2.** Cole model bioimpedancije

predstavlja otpor na nultoj frekvenciji. Razlika otpora  $R_0 - R_\infty$  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:

$$Z_{CPE}(\omega) = \frac{1}{(j\omega)^\alpha C} \quad (3.4)$$

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  $0.5 < \alpha < 1$  [6]. Ako uvedemo karakterističnu vremensku konstantu  $\tau$  kao

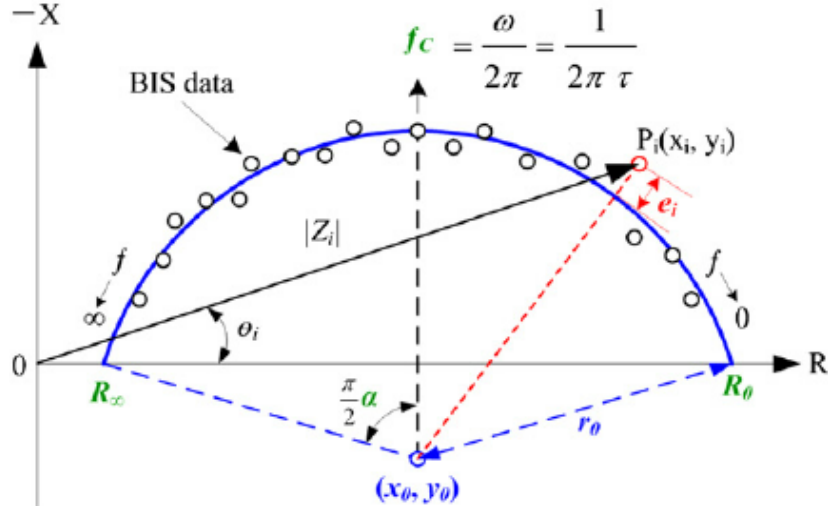
$$\tau = [(R_0 - R_\infty)C]^{1/\alpha} \quad (3.5)$$

dobivamo originalnu jednadžbu Cole modela:

$$Z(\omega) = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \quad (3.6)$$

Iz jednadžbe 3.8 vidljivo je kako su parametri Cole modela bioimpedancije  $R_\infty$ ,  $R_0$ ,  $\alpha$  i  $\tau$ . Svojstva tkiva opisuju se pomoću navedenih parametara, 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 3.3. 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 [7].  $R_\infty$  i  $R_0$



**Slika 3.3.** Graf bioimpedancije Cole modela [7]

jednostavno se iščitavaju kao presjecišta 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:

$$f_c = \frac{\omega_c}{2\pi} = \frac{1}{2\pi\tau} \quad (3.7)$$

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:

$$\theta = \frac{\pi}{2}\alpha \quad (3.8)$$

## 3.2. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije

Analiza bioimpedancije (engl. *Bioelectrical Impedance Analysis; BIA*) klasificira se u dva pristupa: analiza s jednom frekvencijom (engl. *Single frequency BIA; SF-BIA*) i analiza s višestrukim frekvencijama (engl. *Multi frequency BIA; MF-BIA*). Važna metoda je i bioelektrična spektrografija (engl. *Bioelectrical spectroscopy; BIS*) koja daje rezultate kroz širok raspon frekvencija.

SF-BIA je najjednostavnija i najbrža metoda jer koristi samo mjerenje impedancije na jednoj frekvenciji, 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.

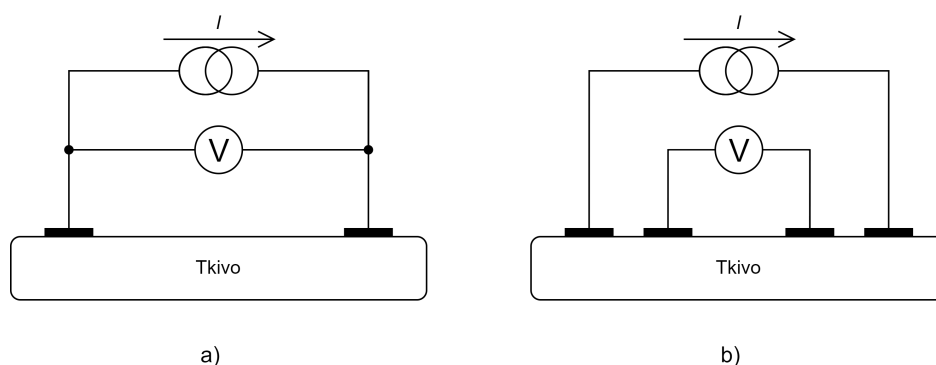
Bioelektrična spektrografija najpreciznija je metoda mjerenja bioimpedancije. Mjerenja se vrše na širokom rasponu frekvencija, od 1 kHz do 1 MHz. Ovom metodom možemo procijeniti otpor na nultoj i beskonačnoj frekvenciji, parametre iz Cole modela bioimpedancije opisane u prethodnom poglavlju. Mjerenje BIS metodom zbog većeg broja 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 im-

pedancija izračunava prema:

$$Z\angle\theta = \frac{U\angle\theta_1}{I\angle\theta_2} \quad (3.9)$$

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 [8].



**Slika 3.4.** 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 dobiveni s dvjema različitim vrstama elektroda: tradicionalnim metalnim elektrodama i 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. [9]

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 3.5. Tu će bit neka lijepa slika elektroda

### 3.3. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije

Neki od komercijalnih uređaja za mjerenje bioimpedancije prikazani su u tablici 3.1.

Tablica 3.1. Komercijalni uređaji za mjerenje bioimpedancije.

Uređaj	Opis	Autor i godina
BIA 101 (Akern)	Uređaj za bioimpedancijsku analizu, koristi se u sportskoj medicini, nutricionizmu i kliničkoj dijagnostici.	Więch, et al. (2022) [10]
InBody 770 (InBody)	Napredni uređaj za mjerenje bioimpedancije, pruža detaljne analize tjelesne kompozicije. Koristi se u kliničkim ustanovama i istraživačkim laboratorijima.	Choi, et al. (2022) [11]
Tanita MC-780U	Uređaj za multifrekventnu bioimpedancijsku analizu, koristi se u fitness centrima, bolnicama i za istraživačke svrhe.	Ślęzak, et al. (2024) [12]
ImpediMed SFB7	Uređaj koji koristi multifrekventnu bioimpedancijsku spektroskopiju za procjenu tjelesne kompozicije, koristi se u kliničkim istraživanjima.	Freeborn, et al. (2018) [13]
SECA mBCA 515	Medicinski uređaj za analizu tjelesne kompozicije, pruža podatke o masnoj masi, mišićnoj masi i hidrataciji tijela.	Lahav, et al. (2021) [14]

BIA 101 Anniversary Sport Edition (Akern) je uređaj za bioimpedancijsku analizu koji se koristi u različitim kliničkim i istraživačkim okruženjima, posebno u sportskoj medicini, nutricionizmu i kliničkoj dijagnostici [10]. InBody 770 je napredni uređaj za mjerenje bioimpedancije koji pruža detaljne analize tjelesne kompozicije, uključujući mišićnu masu, masno tkivo i tjelesnu vodu. Koristi se u kliničkim ustanovama i istraživačkim laboratorijima [11]. Tanita MC-780U je uređaj za multifrekventnu bioimpedancijsku analizu koji omogućuje precizno mjerenje tjelesne kompozicije. Ovaj uređaj se često koristi u fitness centrima, bolnicama i za istraživačke svrhe [12]. ImpediMed SFB7 koristi multifrekventnu bioimpedancijsku spektroskopiju za procjenu tjelesne kompozi-

cije, uključujući tjelesnu vodu, staničnu masu i masno tkivo, te se često koristi u kliničkim istraživanjima [13]. SECA mBCA 515 je medicinski uređaj za analizu tjelesne kompozicije koji koristi bioimpedancijsku analizu kako bi pružio detaljne podatke o masnoj masi, mišićnoj masi i hidrataciji tijela [14].

Iako su svi ovi uređaji vrlo precizni i korisni u određenim kontekstima, njihova glavna ograničenja uključuju ograničenu frekvenciju mjerenja, neprilagođenost za kontinuirano praćenje, i potrebu za specifičnim uvjetima i postavkama za točna mjerenja. Ovo ih čini nepraktičnima za pacijente koji trebaju stalno praćenje, posebno kod srčanih bolesnika gdje je kontinuirano mjerenje bitno za pravovremeno otkrivanje promjena u zdravstvenom stanju.

Razvoj nosivog sustava za kontinuirano praćenje bioimpedancije temeljenog na MAX30009 je od važnosti zbog ovih ograničenja. Srčani bolesnici zahtijevaju stalno praćenje kako bi se na vrijeme otkrile promjene u volumenu tjelesne tekućine, što je ključno za pravovremenu medicinsku intervenciju. Kontinuirano praćenje omogućava bolje upravljanje stanjem pacijenta i prevenciju ozbiljnih komplikacija. Uređaj baziran na MAX30009 nudi mogućnost prenosivosti, konstantnog mjerenja i prilagodbe korisnicima, čime se osigurava pouzdanost i učinkovitost u stvarnim uvjetima korištenja.



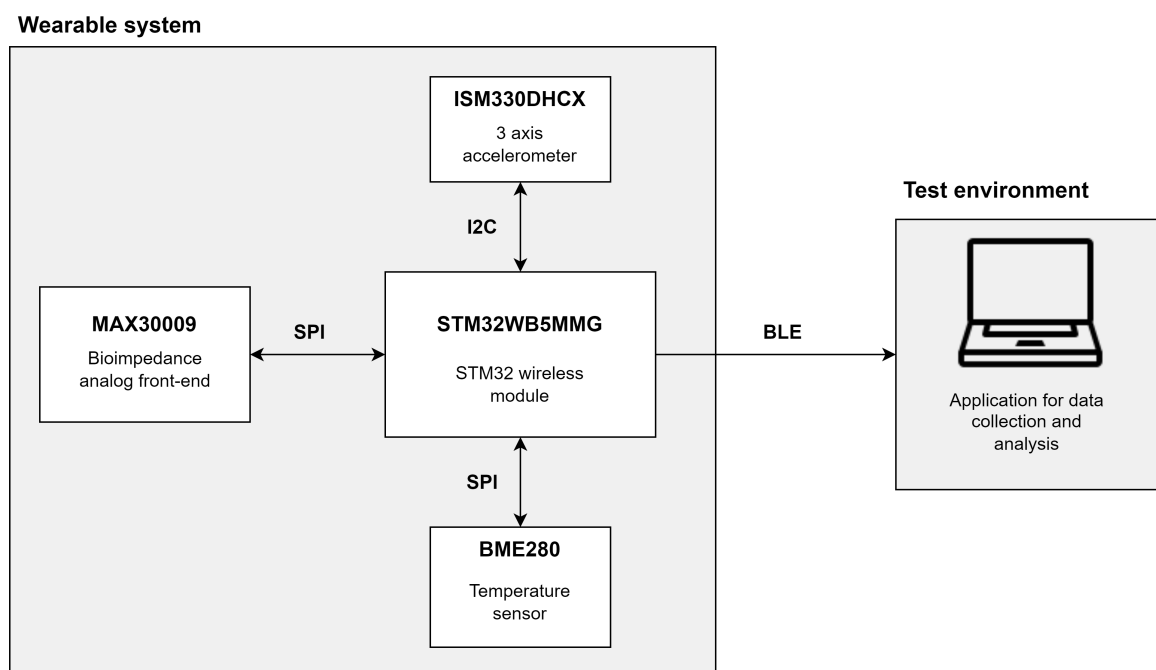
**Slika 3.6.** SFB7 ImpediMed uređaj [15]

U kontekstu razvoja nosivog uređaja za mjerenje bioimpedancije, SFB7 ImpediMed koristi se kao referentni uređaj za usporedbu i validaciju rezultata [15]. SFB7 ImpediMed koristi četverokanalno mjerenje te u jednom mjerenju, koje traje približno jednu

sekundu, očitava 256 frekvencija. Očitane frekvencije su iz raspona 3 kHz do 1 MHz [15]. Koristeći SFB7 ImpediMed kao referencu, omogućava se usporedba performansi i identifikacija mogućih poboljšanja ili prilagodbi na novom nosivom uređaju.

## 4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina

U ovom radu razvijen je bežični nosivi sustav za praćenje distribucije tekućina u tijelu pomoću mjerenja bioimpedancije. Blok shema sustava prikazana je na slici 4.1. Sustav se temelji na upotrebi STM32WB5MMG modula koji omogućava Bluetooth Low Energy (BLE) komunikaciju. Ključne komponente sustava uključuju MAX30009 senzor za mjerenje bioimpedancije, BME280 senzor za mjerenje temperature i ISM330DHCX senzor za mjerenje ubrzanja. Izmjereni podaci se putem BLE veze šalju ispitnom okruženju, omogućujući kontinuirano praćenje i analizu fizioloških parametara korisnika.

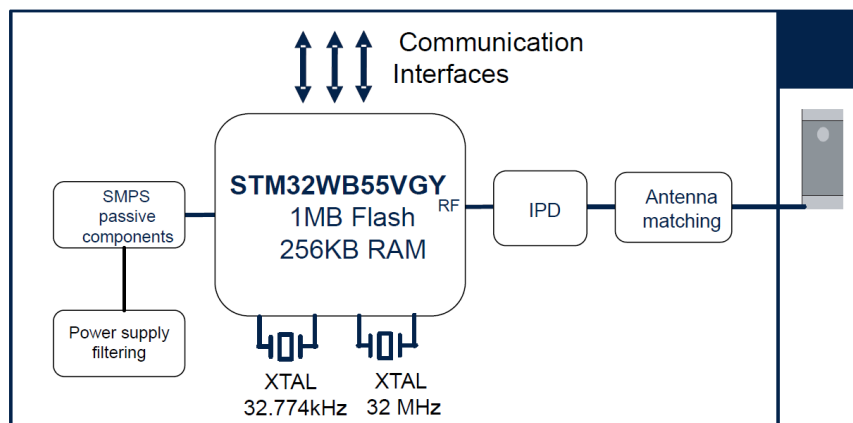


**Slika 4.1.** Block shema razvijenog sustava

U tekstu koji slijedi opisani su svi korišteni elementi sustava.

## 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.

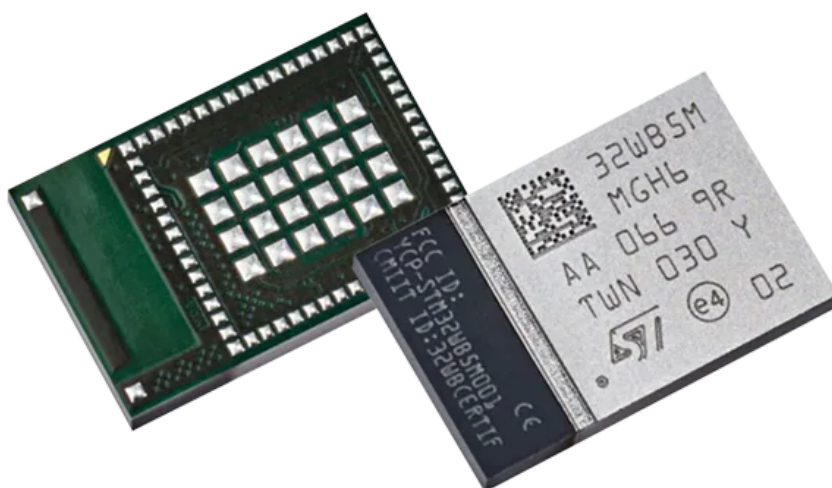


**Slika 4.2.** Block shema STM32WB5MMG modula [16]

Modul dolazi u LGA kućištu veličine 7.3x11 milimetara prikazanom na slici 4.3. Iz blok sheme modula, prikazane na slici 4.2., 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 4.3.** Kućište STM32WB5MMG modula [17]

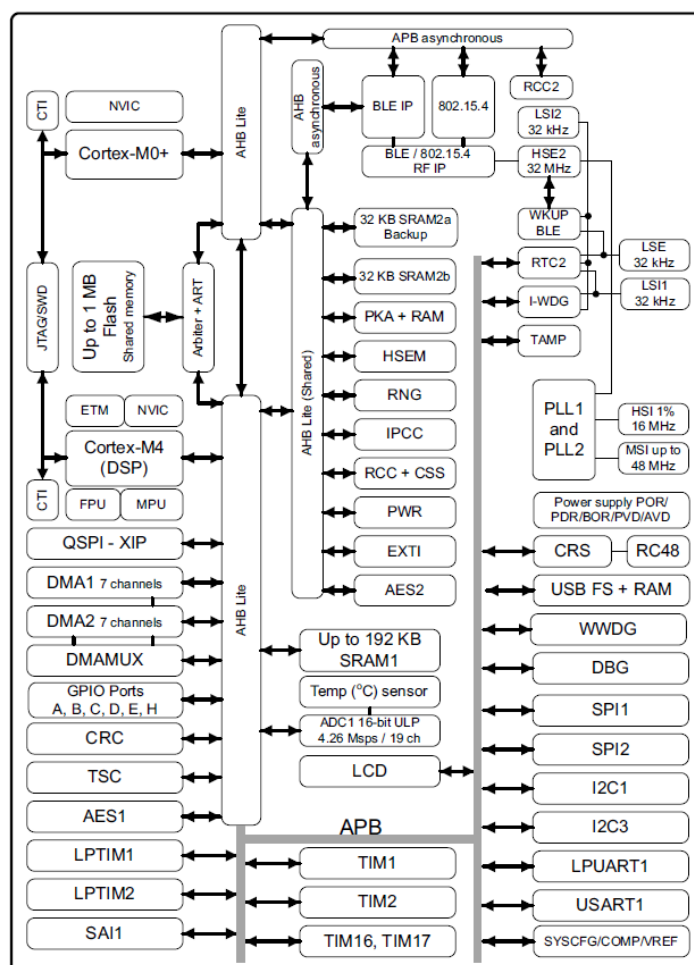
#### **4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler**

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 4.4. 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. Senzorski sustavi**

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



**Slika 4.4.** Block shema STM32WB55VGY mikrokontrolera [18]

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

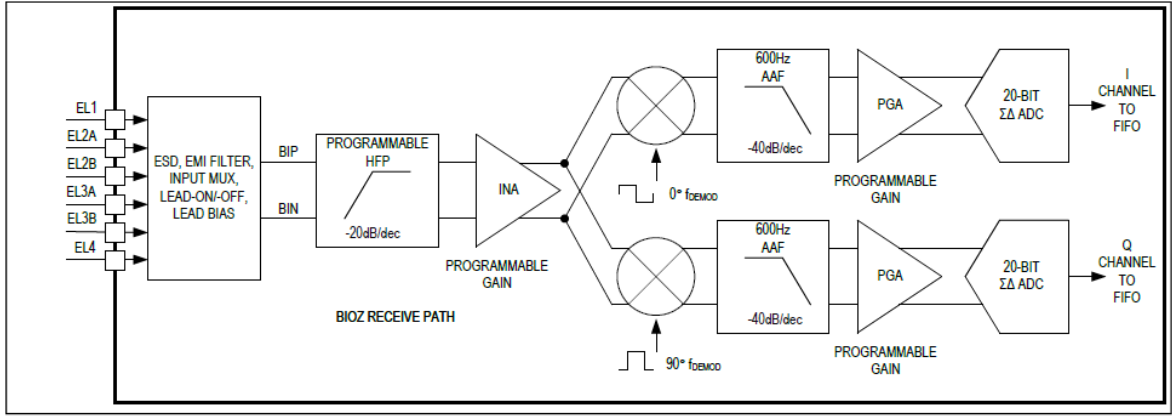
#### 4.2.1. MAX30009 integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije

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) [19] i malih dimenzija ( $2.03 \times 2.03 \text{ mm}$ ) što ga čini idealnim izborom za bežični nosivi uređaj.

Senzor radi na principu puštanja sinusne struje kroz tijelo i mjerenjem nastalog 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  $1.28 \text{ mA}_{\text{RMS}}$  [19]. Uzbudna struja stvara se sklopom za direktnu digitalnu sintezu (engl. *Direct Digital Synthesis, DDS*). DDS sklop služi za generiranje







**Slika 4.6.** Block shema demodulatora [20]

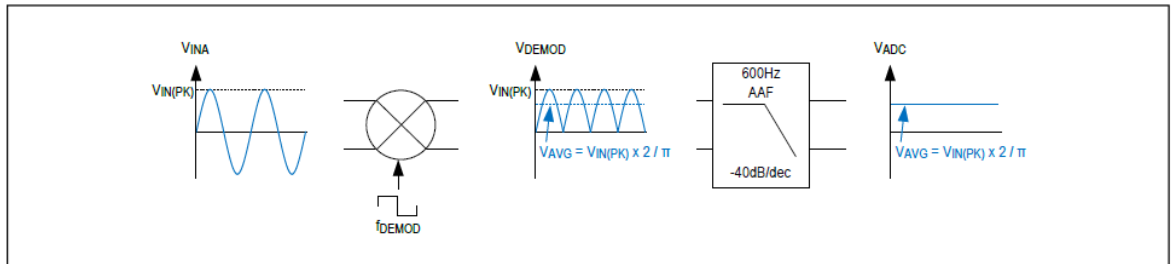
faze impedancije:

$$\theta = \arctg\left(\frac{U_{Q,DC}}{U_{I,DC}}\right) \quad (4.1)$$

$$Z = K\sqrt{U_{I,DC}^2 + U_{Q,DC}^2} \quad (4.2)$$

Kako amplitude lokalnih pravokutnih oscilacija nisu poznate rezultat mjerenja potrebno je pomnožiti sa kalibracijskom konstantom  $K$ . Na početku rada sustava potrebno je izvršiti kalibraciju mjerenjem otpornika poznatog iznosa i izračunavanjem korekcijske konstante. Postupak je potrebno provesti zasebno za svaku frekvenciju rada sustava.

MAX30009 pruža kalibracijski priključak za vanjski četverožičani precizni referentni otpor koji se koristi tijekom kalibracije. Također, dostupni su i interni programabilni 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.



**Slika 4.7.** Postupak demodulacije sinusnog napona [20]

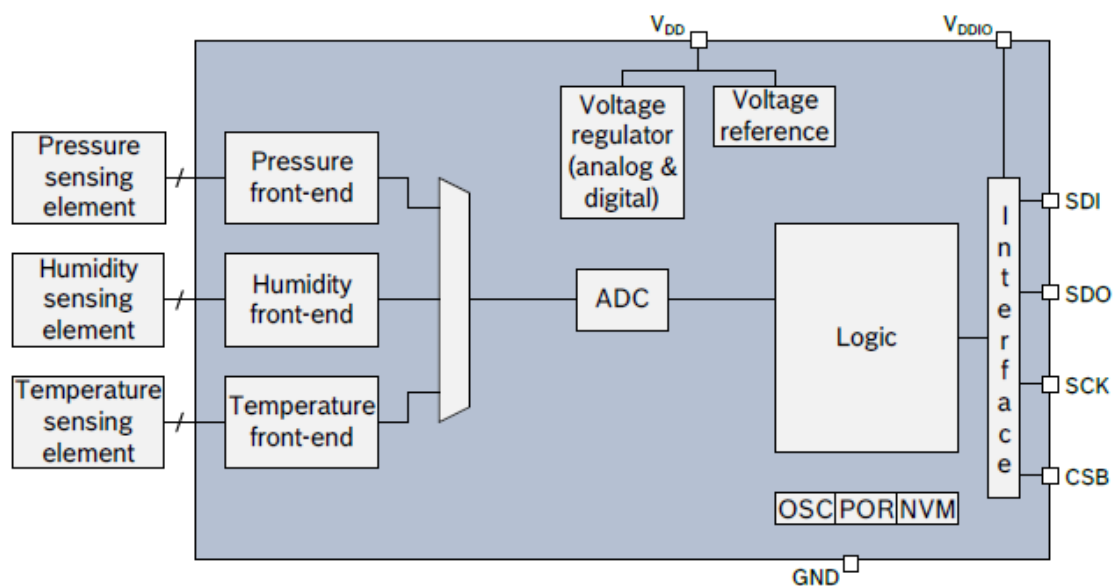
Sustav se konfigurira pomoću 8 bitnih softverskih registara, a izlazni podatci pohranjuju se u FIFO (engl. *First In First Out*) spremnik veličine 256 uzoraka. FIFO spremnik je struktura za pohranu podataka u kojoj se podatci čitaju onim redoslijedom kojim su u

strukturu i pisani. Svaki očitani uzorak u FIFO spremnik pohranjuje se u 3 bajta i sastoji se od identifikacijske oznake veličine 4 bita te vrijednosti očitane s ADC pretvornika veličine 20 bitova. Oznaka razlikuje podatke očitane s I grane od onih očitanih s Q grane. Vrijednosti očitane s ADC pretvornika zapisane su u dvojnog komplementu. Sustav je moguće konfigurirati na način da generira prekid mikrokontroleru kada se FIFO napuni s određenim brojem uzoraka. Broj uzoraka kod kojeg će se prekid generirati određuje se konfiguracijskim konstantama. Na osnovu nastalog prekida mikrokontroler tada čita dostupne podatke iz FIFO spremnika čime se spremnik automatski prazni.

#### 4.2.2. Temperaturni senzor

BME280 senzor je visokoprecizni, višenamjenski senzor koji omogućava mjerenje temperature, relativne vlažnosti i atmosferskog tlaka. Ovaj senzor, razvijen od strane kompanije Bosch Sensortec, poznat je po svojoj visokoj točnosti i niskoj potrošnji energije, što ga čini idealnim za primjenu u nosivim uređajima i IoT rješenjima.

BME280 omogućuje precizna očitavanja s minimalnim odstupanjima. Senzor može mjeriti temperaturu u rasponu od  $-40^{\circ}\text{C}$  do  $85^{\circ}\text{C}$  s točnošću od  $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ , relativnu vlažnost u rasponu od 0% do 100% s točnošću od  $\pm 3\%$ , te atmosferski tlak u rasponu od 300 hPa do 1100 hPa s točnošću od  $\pm 1$  hPa [21].



**Slika 4.8.** Blok shema senzora BME280[21]

Integracija BME280 senzora u sustav omogućava kontinuirano praćenje okolišnih

uvjeta, što je ključno za točne i pouzdane rezultate mjerenja bioimpedancije. Na primjer, promjene u temperaturi i vlažnosti mogu utjecati na bioelektrična svojstva kože, te stoga uzimanje tih parametara u obzir omogućava bolju interpretaciju izmjerenih podataka.

### **4.2.3. Senzor inercije**

Senzor ISM330DHCX koristi se za mjerenje inercije te pruža precizno praćenje kretanja i orijentacije u prostoru. Unutar jednog čipa ima integriran akcelerometar i žiroskop što pruža sveobuhvatnu sliku o kretanju i položaju objekta u trodiemenzionalnom prostoru. U sebi ima ugrađenu podršku za detekciju pokreta, brojanje koraka te FSM (engl. *Finite State Machine*) za procesiranje izmjerenih podataka [22].

Senzor komunicira s ostatkom sustava pomoću I2C ili SPI komunikacije te na zahtjev šalje mikrokontroleru tražene podatke. Važno je naglasiti da je ISM330DHCX dizajniran s naglaskom na energetske učinkovitost i malu potrošnju energije što ga čini dobrim izborom za nosive uređaje.

Senzori inercije mogu detektirati tjelesnu aktivnost korisnika, što je korisno za kontekstualizaciju bioimpedancijskih podataka. Na primjer, mjerenja uzeta tijekom vježbanja mogu se razlikovati od onih uzetih u mirovanju.

## 5. Programska podrška za razvijeni sustav

U ovom poglavlju opisan 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 učitavanje programske potpore na razvijenu pločicu i testiranje sustava korišten je ST-LINK/V2 programator [23]. 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. U nastavku će se detaljno opisati proces razvoja, implementacija, te testiranja programske potpore, uz naglasak na integraciju sa Zephyr operacijskim sustavom.

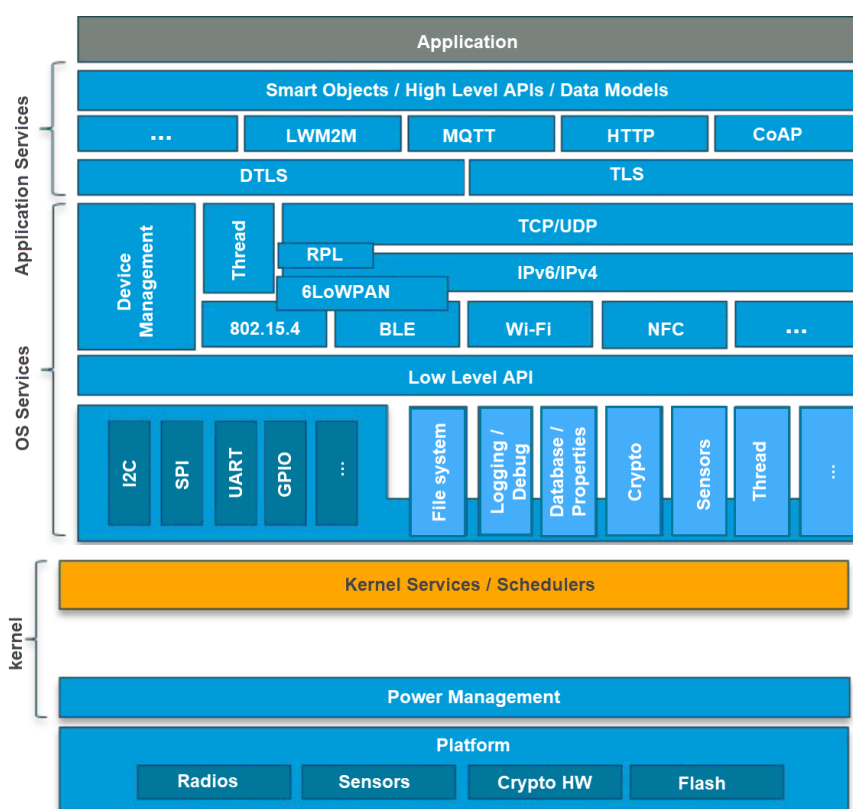
### 5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+

STMicroelectronics pruža već gotove binarne datoteke [24] koje sadrže kod komunikacijskog stoga. Postoje različite verzije komunikacijskog stoga s obzirom na primjenu te je potrebno pronaći odgovarajuću binarnu datoteku i učitati ju na jezgru ARM Cortex-M0+.

Binarna datoteka koja je kompatibilna sa operacijskim sustavom Zephyr je *stm32wb5x\_BLE\_HCI\_Layer\_extended\_fw.bin*. 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

Zephyr je operacijski sustav otvorenog koda (engl. *open-source operating system*) specijaliziran za ugradbene sustave i IoT (engl. *Internet of Things*) uređaje. Glavne karakteristike Zephyra uključuju podršku za različite arhitekture procesora, nisku potrošnju energije, brzo pokretanje, podršku za različite komunikacijske protokole kao što su Bluetooth, Wi-Fi, LoRaWAN, MQTT, te fleksibilnost u prilagodbi prema specifičnim zahtjevima aplikacija.



**Slika 5.1.** Arhitektura operacijskog sustava Zephyr [25]

Glavna prednost Zephyra u odnosu na druge operacijske sustave za rad u stvarnom vremenu je njegova modularnost i prilagodljivost na različite arhitekture mikrokontrolera. Drugim riječima, isti kôd, 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 periferalne uređaje i senzore. Iz svega navedeno vidljivo je kako

korištenje operacijskog sustava Zephyr u konačnici znatno ubrzava razvoj uređaja.

Konfiguracija u Zephyr operacijskom sustavu igra ključnu ulogu u prilagodbi ponašanja i funkcionalnosti softverskog sustava prema specifičnim potrebama projekta. Dvije najvažnije datoteke za konfiguraciju Zephyr projekta su `.conf` te `.dts` datoteke. Važno je naglasiti kako se konfiguracijske datoteke za vrijeme kompajliranja obrađuju i pretvaraju u `#define` direktive u C kodu.

DTS (engl. *Device Tree Structure*) je tekstualna datoteka koja omogućuje opisivanje i konfiguriranje hardverskih svojstava ugradbenog sustava. Opisuju strukturu i karakteristike hardverskih komponenti poput procesora, memorijskih regija, perifernih uređaja, pinout konfiguracija te takta sustava. Datoteka je pisana u obliku čvorova, gdje svaki čvor predstavlja određenu periferiju. Čvorovi imaju parametre pomoću kojih se konfiguriraju korištene periferije. Pojedine periferije uključuje se u projekt postavljanjem parametra `status` na vrijednost `okay`. Kroz DTS datoteku Zephyr prepoznaje i uključuje upravljačke programe za konkretno sklopovlje. Također, olakšana je migracija projekata na različite platforme jer se konfiguracija može jednostavno prilagoditi putem DTS datoteka bez potrebe za izmjenom izvornog koda aplikacije. Primjer konfiguracije senzora MAX30009 u DTS prikazan je u nastavku teksta, u odsječku koda 5.3.

Takt sustava također se konfigurira u DTS datoteci. Svaki izvor signala takta kao i RCC (engl. *Reset and Clock Control*) sklop opisani su zasebnim čvorovima. RCC sklop služi za upravljanje taktom. Pomoću njega se odabire izvor takta sustava i podešavaju se taktovi perifernih sabirnica. U razvijenom sustavu kao izvor signala glavnog takta postavljen je takt sa vanjskog visokofrekvencijskog oscilatora (engl. *HSE, High-Speed External*) frekvencije 32 MHz. Sve konstante RCC sklopa postavljenje su na 1 čime je takt svih periferija izjednačen s glavnim taktom sustava.

```
1    &clk_hse {
2        status = "okay";
3    };
4
5    &rcc {
6        clocks = <&clk_hse>;
7        clock-frequency = <DT_FREQ_M(32)>;
```

```

8      cpu1-prescaler = <1>;
9      cpu2-prescaler = <1>;
10     ahb4-prescaler = <1>;
11     apb1-prescaler = <1>;
12     apb2-prescaler = <1>;
13 };

```

**Odsječak koda 5.1.** Konfiguracijska takta sustava

U `.conf` datoteci specificiraju se konfiguracijske konstante i uključuju se upravljački programi za periferne uređaje. Sve naredbe u `.conf` datoteci započinju prefiksom `CONFIG`. Uključivanje ili isključivanje pojedinih značajki radi se postavljanjem na vrijednosti `y` ili `n`. Konfiguracijska datoteka korištena u ovom projektu prikazana je u odsječku koda 5.2.

```

1 CONFIG_BT=y
2 CONFIG_BT_HCI=y
3 CONFIG_BT_CTLR=n
4 CONFIG_BT_PERIPHERAL=y
5 CONFIG_BT_DEVICE_NAME="Fluid Track"
6
7 CONFIG_GPIO=y
8 CONFIG_SPI=y
9 CONFIG_LOG=y
10 CONFIG_FPU=y
11
12 CONFIG_SENSOR=y
13 CONFIG_ISM330DHCX=y
14 CONFIG_BME280=y

```

**Odsječak koda 5.2.** Konfiguracijska datoteka razvijenog sustava

Upravljački programi za senzore BME280 i ISM330DHCX sastavni su dio Zephyr sustava i potrebno ih je uključiti pomoću konfiguracijske datoteke. Dohvaćanje izmjerenih vrijednosti s tih senzora vrši se generičkim funkcijama za dohvaćanje vrijednosti sa se-



nozra koje su također uključene u operacijski sustav Zephyr.

### 5.3. Opis upravljačkog programa za MAX30009

Integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije MAX30009 s mikrokontrolerom komunicira SPI (engl. *Serial Peripheral Interface, SPI*) protokolom. SPI protokol je sinkroni serijski komunikacijski protokol koji omogućava brzu razmjenu podataka između mikrokontrolera i perifernih uređaja poput senzora i memorija. Podržava istovremeno primanje i slanje podataka uz veliku brzinu komunikacije koja doseže nekoliko megabitova u sekundi. Prvi korak pisanja upravljačkog programa uključivanje je SPI periferije u DTS datoteci:

```
1 &spi2 {
2     pinctrl-0 = <&spi2_miso_pb14 &spi2_mosi_pb15
3                 &spi2_nss_pb12 &spi2_sck_pb13>;
4     pinctrl-names = "default";
5     status = "okay";
6
7     gendev: gendev@0 {
8         compatible = "vnd,spi-device";
9         reg = <0>;
10        spi-max-frequency = <1600000>;
11        label = "GenDev";
12    };
13 };
```

**Odsječak koda 5.3.** Definiranje MAX30009 senzora u DTS-u

Radi lakšeg pisanja upravljačkog programa te njegove portabilnosti na druge sustave za sve SPI funkcije napisane su funkcije omotača (engl. *wrapper function*). Funkcije omotača su funkcije koje služe kao dodatan sloj apstrakcije između aplikacijskog koda i nižih slojeva koda. Njihovim korištenjem postignuta je neovisnost aplikacijskog koda o konkretnom sučelju SPI funkcija. Nalaze se u datoteci `max30009_spi_api.c` te sadrže potporu za čitanje i pisanje registra te promjenu pojedine skupine bitova unutar jednog bajta.

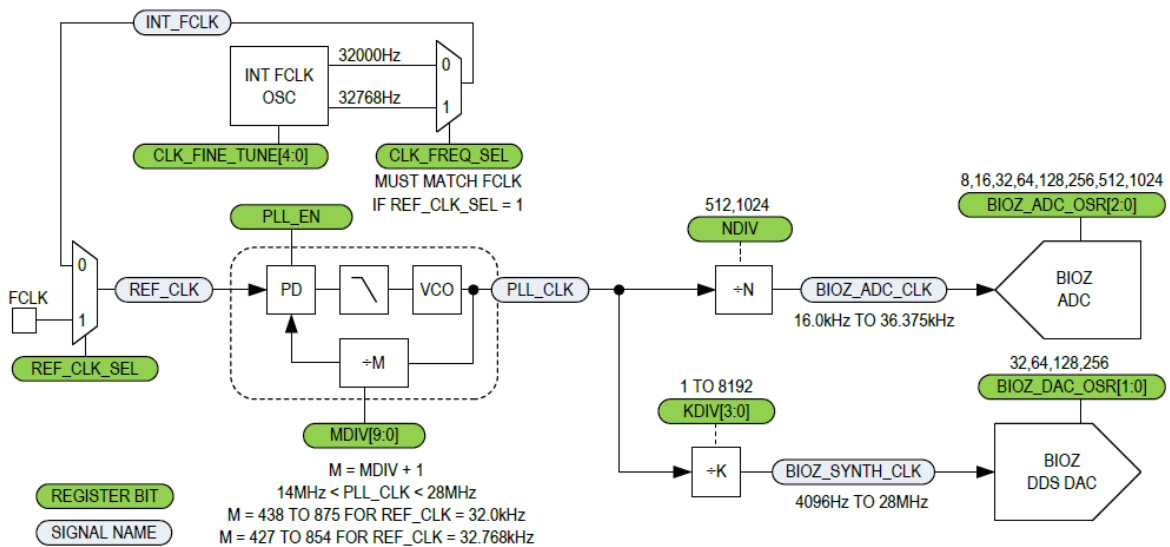
```

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 5.4. 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.



$$SR\_BIOZ = \frac{PLL\_CLK}{N \times BIOZ\_ADC\_OSR}$$

$$F\_BIOZ = \frac{PLL\_CLK}{K \times BIOZ\_DAC\_OSR}$$

$$C\_BIOZ = \frac{F\_BIOZ}{SR\_BIOZ} = \frac{N \times BIOZ\_ADC\_OSR}{K \times BIOZ\_DAC\_OSR}$$

C\_BIOZ REPRESENTS THE NUMBER OF STIMULUS CYCLES INTEGRATED PER ADC SAMPLE AND MUST BE 0.5 OR AN INTEGER.

**Slika 5.2.** Vremenski podsustav MAX30009 sustava [20]

Na slici 5.4. 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 [20].

Pošto je glavna karakteristika sustava mjerenje bioimpedancije na različitim frekvencijama, upravljački program mora omogućavati brzu i laganu promjenu frekvencije uzbudne struje. Zbog toga je stvoren enumeracijski tip podataka koji sadrži popis svih korištenih frekvencija 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 5.5.** 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 5.6.

```
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 5.6.** 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 se na mjerni kanal povežu 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 5.7.** 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.

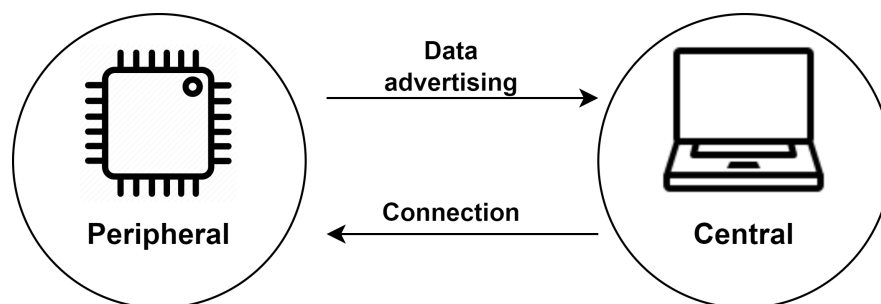
- neki diagram toka bi bio bas zgodan tu!

## 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.

U BLE komunikaciji uređaji mogu preuzeti jednu od dvije glavne uloge: centralni uređaj (engl. *Central*) ili periferni uređaj (engl. *Peripheral*). Centralni uređaj inicira vezu i može komunicirati s jednim ili više perifernih uređaja. Obično su to uređaji s većom procesorskom snagom i resursima, poput pametnih telefona, tableta ili računala. S druge strane, periferni uređaj reklamira svoju prisutnost i čeka da ga centralni uređaj pronade i poveže se s njim. Ovi uređaji su obično s ograničenim resursima, poput senzora, pametnih satova ili drugih nosivih uređaja.



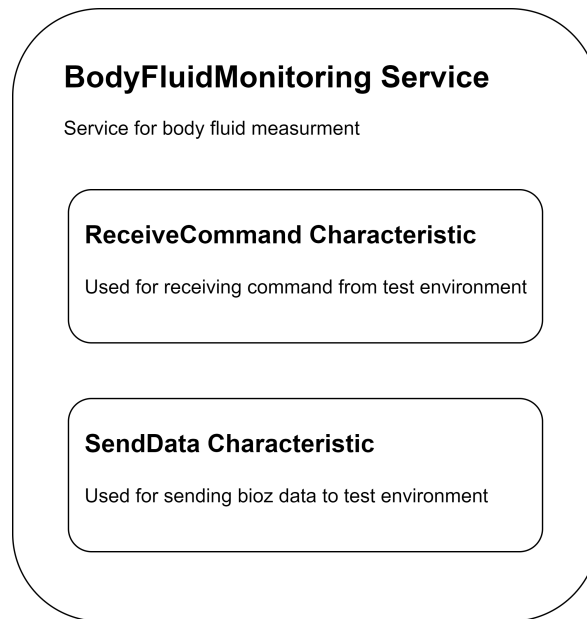
**Slika 5.3.** Uloge uređaja u BLE komunikaciji

Podaci se u BLE komunikaciji organiziraju u servise (engl. *Service*) i karakteristike (engl. *Characteristics*). Servisi su skupine logički povezanih karakteristika koji definiraju određenu funkcionalnost. Karakteristike su najmanje jedinice podataka u BLE komunikaciji. Svaka karakteristika ima vrijednost koja se može čitati, pisati ili oboje, ovisno o postavkama. Servise i karakteristike prepoznaje se pomoću njihovih UUID (engl. *Universally Unique Identifier*) vrijednosti. UUID može biti 16-bitni, 32-bitni ili 128-bitni broj.

Razvijeni nosivi sustav periferni je BLE uređaj konfiguriran kao GATT (engl. *Generic ATtribute Profile*) 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);
```



**Slika 5.4.** Konfiguracija GATT servera

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

**Odsječak koda 5.8.** 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 5.9.** 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 proslijeđuje 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 čiji format 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 5.10.** Funkcija za slanje rezultata mjerenja sa pojedinog senzora

Pri pozivu funkcije za slanje podataka (5.10.) kao parametri se zadaju pokazivač na podatke senzora i enumeracijski tip `sensor_t` koji određuje o kojem senzoru je riječ.

```
1 typedef enum{
2     SENSOR_BIOZ,
3     SENSOR_TEMP,
4     SENSOR_ACCEL,
5
6     SENSOR_CNT
7 } sensor_t;
```

**Odsječak koda 5.11.** Enumeracijski tip podataka za odabir senzora

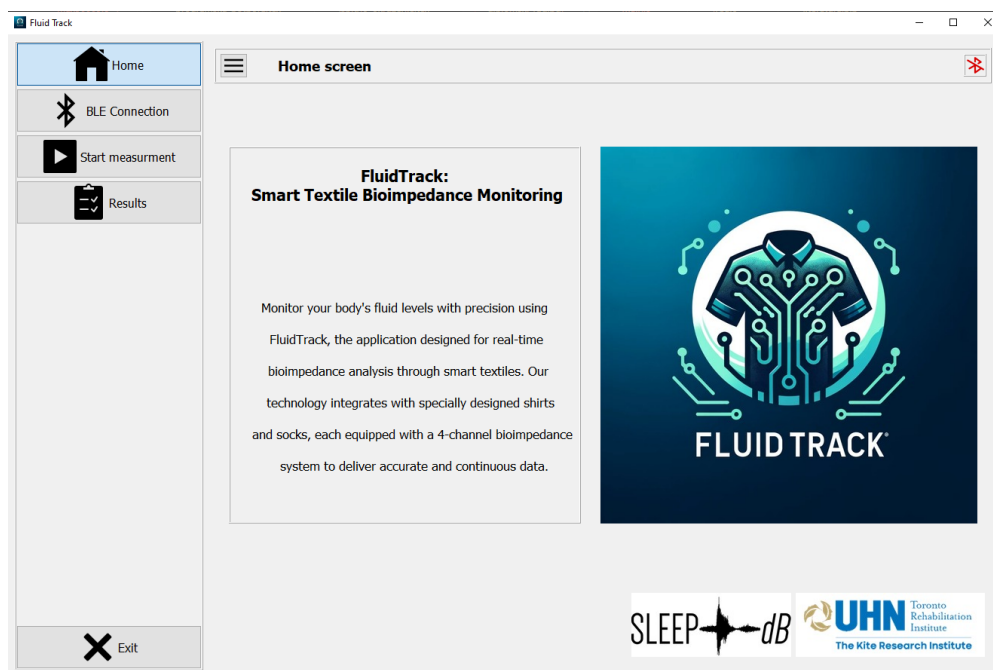
Ovaj pristup omogućava generičko korištenje samo jedne funkcije za slanje poruka BLE protokolom, neovisno o senzoru čiji podatci se šalju, što u konačnici pojednostavljuje aplikacijski kod. Nadalje, u ovisnosti o senzoru, priprema se niz znakova u ranije opisanom formatu. Zadnji korak u slanju poruke BLE komunikacijskim protokolom je pozivanje ranije opisanih funkcija (5.8.) sa generiranim nizom znakova.

Format u kojem se poruke šalju je `vrijeme;senzor;podatci`. Pri tome je vrijeme vrijeme proteklo od početka mjerenja izraženo u milisekundama, a senzor cijeli broj u rasponu vrijednosti od 0 do 2 koji određuje podatci s kojeg senzora se šalju. Broj 0 označava bioimpedanciju, 1 temperaturu te 2 akceleraciju. Podatci koji se šalju su decimalni brojevi, ali njihov broj ovisi o senzoru. Temperaturni senzor mjeri samo jednu vrijednost, s akcelerometra se dobivaju 3 vrijednosti, a bioimpedancija izražena je s dvije vrijednosti, realnim i imaginarnim dijelom. Decimalni brojevi su zaokruženi na dvije decimale i međusobno su odvojeni točkom sa zareзом.



## 6. Razvijeno ispitno okruženje

Za učinkovitu primjenu ranije opisanog sustava potrebno je razviti 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. Sve ikone korištene u aplikaciji besplatno su preuzete sa Icons8 web stranice [26].



**Slika 6.1.** Početni zaslon razvijene aplikacije

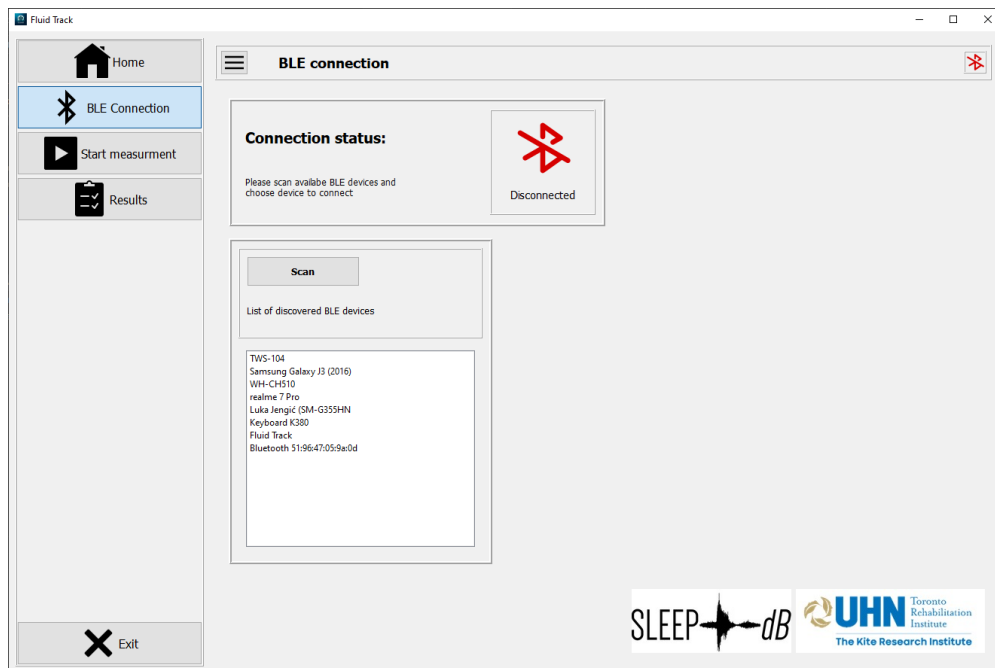
Aplikacija omogućava povezivanje s razvijenim uređajem putem BLE komunikacijskog protokola, unos podataka o pacijentu, praćenje mjerenja u stvarnom vremenu te prikaz rezultata analize podataka. Podatci o pacijentima i mjerenja pohranjuju se u lokalnu bazu podataka. Pojedino mjerenje vezano je za pacijenta,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

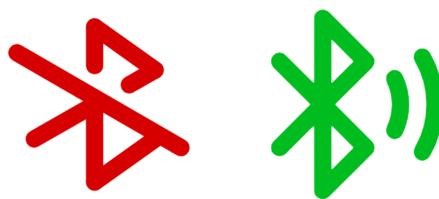
Ispitno okruženje konfigurirano je kao BLE klijent te se jednostavno spaja na razvijeni nosivi uređaj. Pritiskom na karticu izbornika BLE Connection otvara se zaslon prikazan na slici 6.2. koji korisniku pruža mogućnost upravljanja BLE konekcijom.



Slika 6.2. Zaslon za upravljanje BLE vezom

Status konekcije lako je vidljiv pomoću simbola BLE konekcije prikazanih na slici 6.3. Ako je simbol zelen, razvijeni sustav povezan je s ispitnim okruženjem dok u slučaju crvenog simbola konekcija nije uspostavljena.

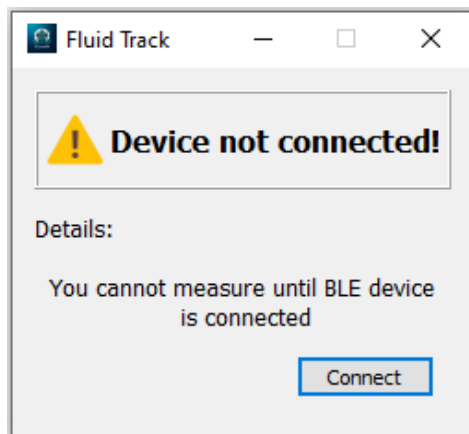
Pritiskom na tipku Scan ispitno okruženje započinje skeniranje dostupnih uređaja u blizini putem BLE protokola. Nakon što se skeniranje dovrši, korisniku se prikazuje popis dostupnih uređaja na sučelju aplikacije.



**Slika 6.3.** Simboli oznake statusa BLE konekcije [26]

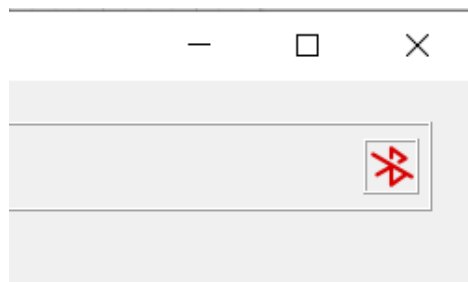
Korisnik zatim ima mogućnost odabira željenog uređaja. Nakon što je uređaj odabran, pritiskom na tipku `Connect` pokreće se postupak povezivanja uređaja. Aplikacija obavještava korisnika o rezultatu pokušaja povezivanja te ako su uređaji uspješno povezani moguće je pokrenuti mjerenje. Za vrijeme dok su uređaji povezani na `BLE Connection` zaslonu prikazane su informacije o povezanom uređaju i tipka `Disconnect` kojom se korisniku daje mogućnost prekida BLE konekcije.

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 konekciju sa razvijenim sustavom. Ako BLE konekcija nije ostvarena, aplikacija ne dozvoljava pokretanje mjerenja te korisnika o tome obavještava skočnim prozorom prikazanim na slici 6.4. Tipka `Connect` na skočnom prozoru korisnika vodi na karticu `BLE Connection`.



**Slika 6.4.** Obavijest da periferni uređaj nije povezan

Radi lakše kontrole BLE konekcijskog statusa na statusnu traku u gornji desni dio zaslona dodan je bluetooth simbol, što je prikazano na slici 6.5. Ovim pristupom korisniku se omogućava da u svakom trenutku korištenja aplikacije jednostavno može provjeriti status BLE konekcije.



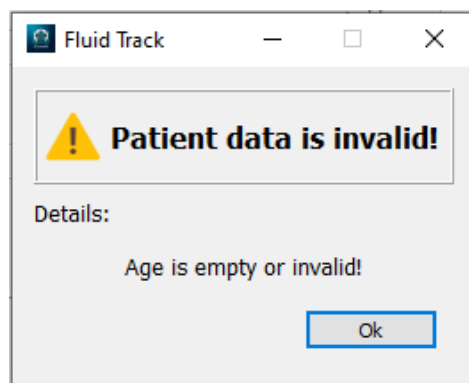
**Slika 6.5.** Simbol u gornjem desnom uglu koji opisuju status BLE konekcije

## 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.

**Slika 6.6.** Zaslona za unos podataka o pacijentu

Ako se odabere novi pacijent, otvara se zaslon za unos podataka o pacijentu, prikazan na slici 6.6. 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 obaviještava korisnika skočnim prozorom s porukom koji točno podataka nije ispravan. Ako mjerenje vršimo za pacijenta čiji su podatci od ranije u bazi podataka otvara se isti zaslon ali sa popunjenim podacima koje korisnik po potrebi može promijeniti.



**Slika 6.7.** Primjer obavijesti neispravno unesenog podatka

Kada su svi podatci ispravni, otvara se prozor 6.8. kojim se pokreće mjerenje i na kojem se mogu u stvarnom vremenu pratiti rezultati mjerenja. Mjerenje se pokreće pritiskom na tipku *Start* čime se razvijenom sustavu šalje naredba `BLE_CMD_START`. Sustav tada kontinuirano šalje podatke o izmjerenoj bioimpedanciji ispitnom okruženju. Ispitno okruženje iz primljenih podataka izračunava volumene tjelesnih tekućina i u stvarnom vremenu ih osvježava na grafu. Kako podatci pristižu, graf se automatski skalira tako da su vrijednost y osi uvijek postavljene na  $\pm 10\%$  od minimalne i maksimalne vrijednosti veličina prikazanih na grafu. Mjerenje se prekida pritiskom na tipku *Stop*.



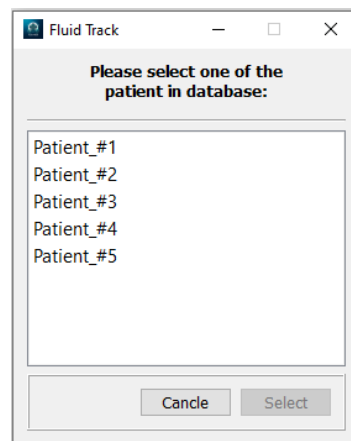
**Slika 6.8.** Praćenje rezultata mjerenja u stvarnom vremenu

Kako bi se osigurala anonimnost, pacijenti su razlikovani prema identifikacijskim brojevima, bez pohrane osobnih podataka. Za svakog pacijenta stvoren je folder u kojemu se nalazi csv (engl. *Comma-separated values*) datoteka sa njegovim podacima kao

i poseban folder za svako provedeno mjerenje. Kako bi se olakšala analiza podataka, u folderu pojedinog mjerenja podaci sa pojedinih senzora spremeni su u različite csv datoteke.

### 6.3. Prikaz rezultata

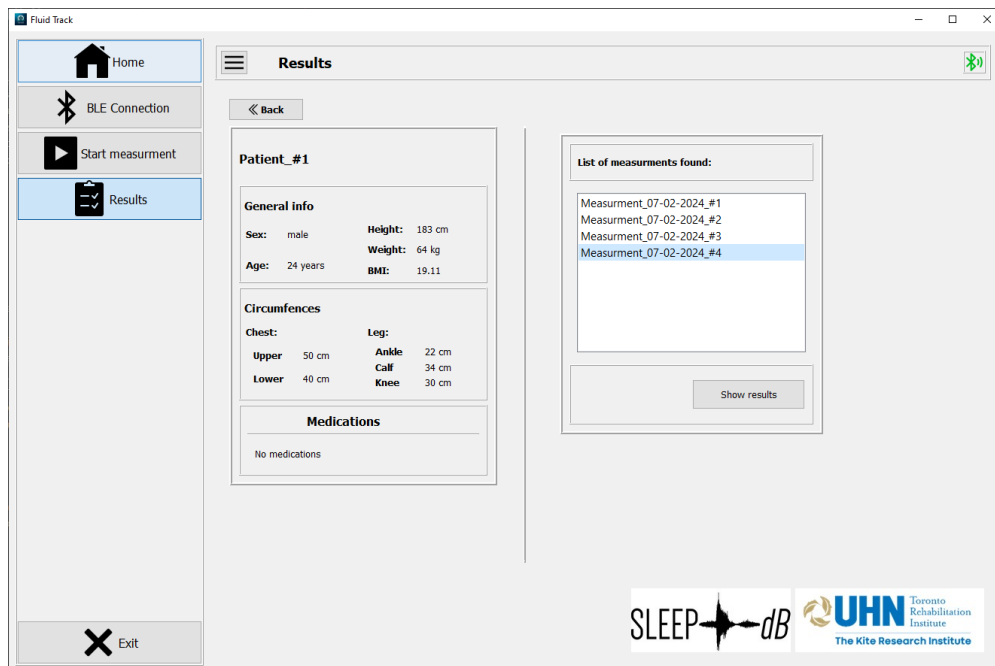
Sustav pamti rezultate svih prijašnjih mjerenja te je u ispitno okruženje uključena podrška za prikaz prijašnjih mjerenja. Pritiskom na karticu `Results` otvara se skočni prozor prikazan na slici 6.9. kojim korisnik odabire pacijenata čije rezultate mjerenje želi pogledati.



**Slika 6.9.** Skočni prozor za izbor pacijenta

Nakon izbora pacijenta otvara se zaslon prikazan na slici 6.10. Na zaslonu su prikazani svi ranije opisani podatci o pacijentu te popis svih njegovih mjerenja.

klikom na konkretno mjerenje i zatim na tipku `Show results` prikazuje se zaslon koji prikazuje graf konkretnog mjerenja, prikazan na slici 6.11.



**Slika 6.10.** Svi podaci i provedena mjerenja za pojedinog pacijenta



**Slika 6.11.** Prikaz rezultata odabranog mjerenja

## 7. Laboratorijska mjerenja

Laboratorijska mjerenja provedena su u SleepdB laboratoriju (KITE Toronto Rehabilitation Institute, University Health Network, Toronto, Kanada). Istraživanje je odobrio Odbor za etičko istraživanje (University Health Network Research Ethics Board) (REB 18 5090). Svi ispitanici dali su pisani pristanak prije sudjelovanja u istraživanju. U istraživanju je sudjelovalo šest ispitanika čiji demografski podaci su prikazani u tablici 7.1., a mjerenja su provedena korištenjem razvijenog mjernog sustava (Slika X) i ranije opisanog SFB7 ImpediMed sustava [15], koji se smatra zlatnim standardom. Također, uspoređeni su rezultati mjerenja dobiveni gel elektrodama s onima dobivenim tekstilnim elektrodama. Mjerni sustav je prikazan slikom X, gdje su vidljivi svi prethodno opisani dijelovi mjernog sustava.

Tablica 7.1. Demografski podaci

Broj ispitanika	Dob (godina)	Visina (cm)	Težina (kg)	BMI
6	26 $\pm$ 5.44	174.16 $\pm$ 12.09	74 $\pm$ 15.61	24.28 $\pm$ 3.65

Zbog svoje praktičnosti, udobnosti i kompatibilnosti, tekstilne elektrode sve više se integriraju u pametna nosiva rješenja kao preferirani izbor za praćenje zdravstvenih parametara, uključujući distribuciju tekućine. Tekstilne elektrode korištene u ovom radu nude neinvazivno i nosivo rješenje, omogućujući dugotrajno praćenje tekućine, posebno kod osoba sa srčanim zatajenjem [27],[28]. Korištene su tekstilne elektrode razvijene unutar SleepdB istraživačke grupe [29]. Tekstilne elektrode se temelje na vodljivom srebrnom materijalu, prikazane na slici 7.1., a koje su posebno dizajnirane za praćenje tekućine.





**Slika 7.1.** Trake s tekstilnim elektrodama na bazi srebra koje pokrivaju cijeli opseg za praćenje tekućine [30]

## 7.1. Protokol mjerenja

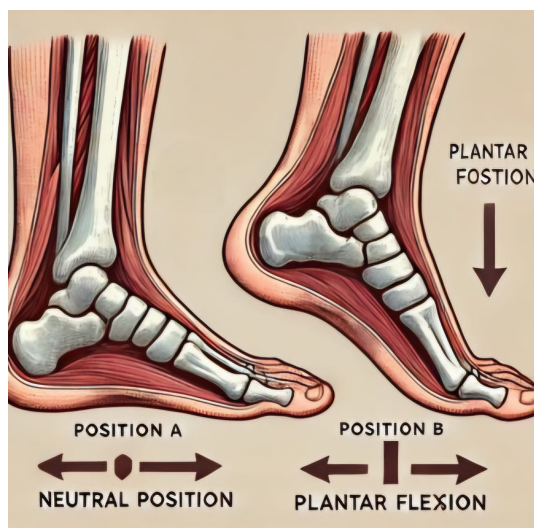
Razvijeni nosivi bežični sustav mjeri bioimpedanciju te BLE komunikacijskim protokolom šalje na udaljenu desktop aplikaciju. Aplikacija obavlja daljnje izračune volumena tekućine u tijelu i nogama. Korištena su dobivena mjerenja impedancije tijela za izračun volumena tekućine u tijelu koristeći MF BIA funkcije opisane u [31]. Za izračun volumena tekućine u nozi, korištene su funkcije opisane u [4].

Za validaciju ispravnosti rada mjernog sustava provedena je vježba plantarne fleksije, prikazano na slici 7.2., gdje je pozicija A neutralni položaj, gdje je stopalo ravno na tlu, a pozicija B je plantarna fleksija, gdje je stopalo usmjereno prema dolje. Plantarna fleksija u ovom radu koristi se za validaciju promjene tekućine u nogama jer aktivira mišiće gastrocnemius i soleus, što može potaknuti cirkulaciju krvi i limfne tekućine. Tijekom ove vježbe, pritisak na poplitealnu venu može poslužiti kao indikacija promjena u volumenu tekućine. Stoga, praćenje plantarne fleksije može pružiti vrijedne podatke o dinamici tekućine u donjim ekstremitetima, što je posebno korisno za pacijente sa srčanim zatajenjem ili drugim sličnim stanjima [32].

U radu je provedeno kontinuirano ponavljanje pokreta plantarne fleksije pet minuta prema slici A, kako bi se odredilo učinkovita procjena promjene volumena tekućine u nogama.

- slika protokola

Hipoteza je da bi kontinuirano ponavljanje pokreta tijekom 5 minuta bilo učinkovi-



**Slika 7.2.** Ilustracija prikazuje neutralnu poziciju (A) i plantarnu fleksiju (B) stopala (generirano pomoću DALL-E alata iz OpenAI)

tije u promjeni volumena tekućine u nogama u usporedbi s povremenim ponavljanjem pokreta s pauzama. Kontinuirana kontrakcija mišića osigurava stalni pritisak na poplitealnu venu, što bi trebalo rezultirati bržim smanjenjem tekućine u nogama zbog povećanog venskog povratka.

Tijekom mjerenja, na desnu potkoljenicu ispitanika postavljene su gel elektrode na istoj razini kao i tekstilne elektrode kako bi se osiguralo prikupljanje podataka s istog dijela tijela. Početno mjerenje cjelokupnog sastava tijela obavljeno je pomoću ImpediMed SFB7 dok je ispitanik bio u stojećem položaju. Mjerenje je dobiveno postavljanjem elektroda na zapešće desne ruke i gležanj desne noge. Za analizu impedancije noge, elektrode su bile postavljene na koljeno i gležanj desne noge.

Gel i tekstilne elektrode postavljene su na istoj visini na desnoj nozi sudionika, osiguravajući da se vodljivi tekstil ne preklapa s gel elektrodom [29]. Elektrode su postavljene s minimalnim razmakom od 2 cm između parova. Također, za svakog ispitanika izmjeren je opseg oko koljena, gležnja i najšireg dijela lista, kao i udaljenost između dviju senzorskih (V+ i V-) elektroda.

## 7.2. Analiza podataka

Softver BioIMP, ImpediMed Inc., korišten je za generiranje automatskih granica iz sirovih vrijednosti otpora i reaktancije izmjerenih uređajem SFB7. Točke podataka koje su

odstupale više od 1% od izračunate krivulje isključene su iz izračuna vrijednosti  $R_0$  i  $R_\infty$  [29]. Te vrijednosti uzimaju se kao x-presjeci u Cole-Cole dijagramu (negativna reaktancija vs. otpor) i koriste se za izračun volumena tekućine. U svakoj iteraciji, procijenjene vrijednosti  $R_0$  i  $R_\infty$  dobivene tekstilnim elektrodama uspoređene su s vrijednostima zlatnog standarda gel elektroda koristeći korelacijsku analizu i korijen srednje kvadratne pogreške (RMSE) između dvaju mjerenja [29].

Također, prije početka mjernog procesa, izmjereni su određeni segmenti tijela (Tablica 7.2.) i prikupljeni su demografski podaci ispitanika (Tablica 7.1.), koji su korišteni u jednadžbama [31], [4] za procjenu volumena tekućine.

Tablica 7.2. Izmjereni segmenti tijela

Opseg			Razmak elektroda
Gležanj	List	Koljeno	
$23.48 \pm 1.30$	$36.92 \pm 53.46$	$34.92 \pm 2.90$	$10.07 \pm 3.09$

## 8. Zaključak

Rezultati pružaju uvid u varijabilnost bioimpedancijskih mjerenja tijekom vježbanja i mogu se koristiti za daljnja istraživanja biomehaničkih i fizioloških odgovora na tjelesnu aktivnost. Bioimpedancija se pokazuje kao vrijedna metoda za praćenje fizioloških promjena u realnom vremenu, pružajući kvantitativne podatke o stanju mišića i tekućine tijekom vježbanja.

Metoda bioimpedancije može se koristiti za praćenje promjena tekućine tijekom vježbanja plantarnih fleksija. Tijekom intenzivne aktivnosti, redistribucija tekućine iz vaskularnog prostora u intersticijalni prostor može se detektirati kao promjene u otporu i reaktanciji. Ova tehnika može pružiti uvid u hidriranost mišića i može biti korisna za procjenu stanja sportaša, planiranje rehabilitacije i optimizaciju performansi.

## Literatura

- [1] C. Chen, S. Ding, i J. Wang, “Digital health for aging populations”, *Nature Medicine*, sv. 29, br. 7, str. 1623–1630, Jul 2023. <https://doi.org/10.1038/s41591-023-02391-8>
- [2] Z. Abassi, E. E. Khoury, T. Karram, i D. Aronson, “Edema formation in congestive heart failure and the underlying mechanisms”, *Front Cardiovasc Med*, sv. 9, str. 933215, rujan 2022.
- [3] 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>
- [4] 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>
- [5] 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>
- [6] 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>
- [7] 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>

- [8] 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>
- [9] 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>
- [10] P. Więch, F. Wołoszyn, i D. Bazaliński, “Does body position influence bioelectrical impedance? an observational pilot study”, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, sv. 19, str. 9908, 08 2022. <https://doi.org/10.3390/ijerph19169908>
- [11] G. Choi, H. Yoon, Y. Song, H. Jeong, J. Gu, M. Han, S. Kim, J.-W. Yoon, i H. Kim, “Consistency of the estimated target weights and ecw/tbw using bia after hemodialysis in patients between standing and lying-down positions”, *BMC Nephrology*, sv. 23, 03 2022. <https://doi.org/10.1186/s12882-022-02737-3>
- [12] A. Ślęzak, I. Przybylska, i M. Paprocka-Borowicz, “Evaluation of change in body composition, including phase angle, in post-myocardial infarction patients rehabilitated under the kos-zawał (mc-ami) programme”, *Journal of Clinical Medicine*, sv. 13, str. 2784, 05 2024. <https://doi.org/10.3390/jcm13102784>
- [13] T. Freeborn, A. Milligan, i M. Esco, “Evaluation of impedimed sfb7 bis device for low-impedance measurements”, *Measurement*, sv. 129, 07 2018. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2018.07.010>
- [14] Y. Lahav, N. Goldstein, i Y. Gepner, “Comparison of body composition assessment across body mass index categories by two multifrequency bioelectrical impedance analysis devices and dual-energy x-ray absorptiometry in clinical settings”, *European Journal of Clinical Nutrition*, sv. 75, str. 1–8, 08 2021. <https://doi.org/10.1038/s41430-020-00839-5>

- [15] “Sfb7”, ImpediMed Inc., pristupljeno 24.05.2024. [Mrežno]. Adresa: <https://www.impedimed.com/products/research-devices/sfb7/>
- [16] *Bluetooth® Low Energy 5.4 and 802.15.4 module*, STMicroelectronics, 2 2024., rev 7.
- [17] “stm stm32wb5mmg wireless module”, Mouser, pristupljeno 25.06.2024. [Mrežno]. Adresa: <https://www.mouser.ca/new/stmicroelectronics/stm-stm32wb5mmg-wireless-module/>
- [18] *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.
- [19] *Low-Power, High-Performance Bioimpedance Analog Front-End*, Analog Devices, Inc., 8 2023., rev 2.
- [20] *Low-Power, High-Performance Bioimpedance Analog Front-End*, Analog Devices, Inc., 8 2023., rev 2.
- [21] *BME280 - Data sheet*, Analog Devices, Inc., 4 2024., rev 1.24.
- [22] *ISM330DHCX*, STMicroelectronics, 11 2020., rev 7.
- [23] *ST-LINK/V2 in-circuit debugger/programmer for STM8 and STM32 microcontrollers*, STMicroelectronics, 11 2020., rev 6.
- [24] “Stm32wb coprocessor wireless binaries”, STMicroelectronics, pristupljeno 22.05.2024. [Mrežno]. Adresa: [https://github.com/STMicroelectronics/STM32CubeWB/tree/master/Projects/STM32WB\\_Copro\\_Wireless\\_Binaries](https://github.com/STMicroelectronics/STM32CubeWB/tree/master/Projects/STM32WB_Copro_Wireless_Binaries)
- [25] “An open source rtos for iot”, [www.microcontrollertips.com](http://www.microcontrollertips.com), pristupljeno 28.05.2024. [Mrežno]. Adresa: <https://www.microcontrollertips.com/zephyr-open-source-rtos-iot-faq/>
- [26] “Download design elements for free: icons, photos, vector illustrations, and music for your videos.” Icons8, pristupljeno 08.05.2024. [Mrežno]. Adresa: <https://icons8.com/>

- [27] K. McDonald, “Monitoring fluid status at the outpatient level: the need for more precision”, *Congest Heart Fail*, sv. 16 Supl 1, str. S52–5, srpanj 2010.
- [28] K. Gudmundsson, P. Lyngå, M. Rosenqvist, i F. Braunschweig, “Monitoring of daily body weight and intrathoracic impedance in heart failure patients with a high risk of volume overload decompensation”, *Clin Cardiol*, sv. 39, br. 8, str. 446–452, svibanj 2016.
- [29] B. Piper, A. Assadi, I. Culjak, D. Sadatamin, N. M. Ghahjaverestan, i A. Yadollahi, “Design of smart-textiles for segmental bio-impedance measurement of the leg”, str. 1–5, 2023. <https://doi.org/10.1109/BioCAS58349.2023.10388970>
- [30] A. Bandur, D. Sadatamin, B. Piper, I. Čuljak, H. Džapo, i A. Yadollahi, “Designing a wearable wireless system for real-time bioimpedance spectroscopy of body fluid”, str. 1–5, 10 2023. <https://doi.org/10.1109/BioCAS58349.2023.10388884>
- [31] B. Sanchez, A. L. P. Aroul, E. Bartolome, K. Soundarapandian, i R. Bragós, “Propagation of measurement errors through body composition equations for body impedance analysis”, *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, sv. 63, str. 1–1, 12 2013. <https://doi.org/10.1109/TIM.2013.2292272>
- [32] J. Ávila de Oliveira, N. M. Azzi, D. B. Coelho, i L. A. Teixeira, “Differential activation of the plantar flexor muscles in balance control across different feet orientations on the ground”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, sv. 62, str. 102625, 2022. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2021.102625>
- [33] 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 JengiĆ

Ovaj rad istražuje različite mjerne metode i senzorske sustave namijenjene praćenju tekućine u nogama i određivanju mase mišića listova. U sklopu rada razvijen je nosivi sustav temeljen na MAX30009 integriranom sučelju za mjerenje bioimpedancije. Razvijena je programska potpora za rad u stvarnom vremenu temeljena na operacijskom sustavu Zephyr. Implementirana je funkcionalnost za prikupljanje i obradu podataka sa senzora te je razvijen protokol za bežičnu komunikaciju s drugim sustavima putem Bluetooth Low Energy komunikacijskog protokola. Dodatno, razvijeno je ispitno okruženje za testiranje sustava u stvarnim uvjetima korištenja, što je omogućilo provođenje laboratorijskih mjerenja, ispitivanje značajki razvijenog programskog sustava te vizualizaciju dobivenih rezultata. Velika važnost stavljena je na korisničko iskustvo, osiguravajući da je sustav intuitivan i jednostavan za korištenje krajnjim korisnicima. Laboratorijska mjerenja provedena su s tekstilnim i gel elektrodama te je razvijeni sustav uspoređen s referentnim sustavom za mjerenje bioimpedancije SFB7 ImpediMed.

**Ključne riječi:** nosivi sustavi; sastav ljudskog tijela; bioimpedancija; MAX30009; Bluetooth Low Energy; Zephyr

# Abstract

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

Luka JengiĆ

This paper explores various measurement methods and sensor systems designed for monitoring fluid in the legs and determining calf muscle mass. As part of the study, a wearable system based on the MAX30009 integrated bioimpedance measurement interface was developed. Real-time software support was implemented using the Zephyr operating system, enabling data collection and processing from the sensors. A protocol for wireless communication using Bluetooth Low Energy was also developed to interface with other systems. Additionally, a test environment was created to evaluate the system under real-world conditions, facilitating laboratory measurements, testing of software features, and visualization of results. Emphasis was placed on user experience, ensuring the system is intuitive and user-friendly. Laboratory measurements were conducted using textile and gel electrodes, and the developed system was compared with the reference bioimpedance measurement system, SFB7 ImpediMed.

**Keywords:** wearable devices; body composition; bioimpedance; MAX30009; Bluetooth Low Energy; Zephyr