

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

Jengić, Luka

Master's thesis / Diplomski rad

2024

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Electrical Engineering and Computing / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet elektrotehnike i računarstva**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:168:472116>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom](#).

Download date / Datum preuzimanja: **2025-03-14**



Repository / Repozitorij:

[FER Repository - University of Zagreb Faculty of Electrical Engineering and Computing repository](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 100

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

Luka Jengiđ

Zagreb, lipanj 2024.

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 100

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

Luka Jengić

Zagreb, lipanj 2024.

DIPLOMSKI ZADATAK br. 100

Pristupnik: **Luka Jengić (0036522425)**
Studij: Elektrotehnika i informacijska tehnologija
Profil: Elektroničko i računalno inženjerstvo
Mentor: prof. dr. sc. Hrvoje Džapo

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

Opis zadatka:

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.

Rok za predaju rada: 28. lipnja 2024.

*Zahvaljujem svom mentoru prof. dr. sc. Hrvoju Džapi, kao i prof. dr. sc. Azadeh
Yadollahi, mentorici za vrijeme mog boravka na Sveučilištu u Toronto.*

*Posebnu zahvalnost dugujem dr. sc. Ivani Čuljak za njezinu nesebičnu pomoć, savjete i
strpljivost tijekom izrade ovog rada.*

Na kraju, veliko hvala mojoj obitelji i prijateljima na podršci tijekom cijelog studija.

Sadržaj

1. Uvod	3
2. Analiza sastava ljudskog tijela	5
2.1. Sastav ljudskog tijela	5
2.2. Praćenje distribucije tekućine u nogama	7
3. Metode mjerenja bioimpedancije	9
3.1. Bioimpedancija	9
3.2. Pregled metoda mjerenja bioimpedancije	12
3.3. Komercijalno dostupni uređaji za mjerenje bioimpedancije	14
4. Razvijeni nosivi sustav za praćenje tjelesnih tekućina	17
4.1. STM32WB5MMG bežični modul	18
4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler	19
4.2. Senzorski sustavi	19
4.2.1. MAX30009 integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije	20
4.2.2. Temperaturni senzor	23
4.2.3. Inercijski senzor	24
5. Programska potpora za razvijeni sustav	25
5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+	25
5.2. Operacijski sustav za rad u stvarnom vremenu Zephyr	26
5.3. Opis upravljačkog programa za MAX30009	29
5.4. Bluetooth low energy komunikacija	32
6. Razvijeno ispitno okruženje	37
6.1. Povezivanje s razvijenim uređajem	38

6.2. Postupak mjerenja	40
6.3. Prikaz rezultata	42
7. Laboratorijska mjerenja	44
7.1. Protokol mjerenja	45
7.2. Analiza podataka	47
7.3. Rezultati	48
8. Zaključak	52
Literatura	53
Sažetak	57
Abstract	58

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 ne može 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 njegovu evaluaciju.

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

2. Analiza sastava ljudskog tijela

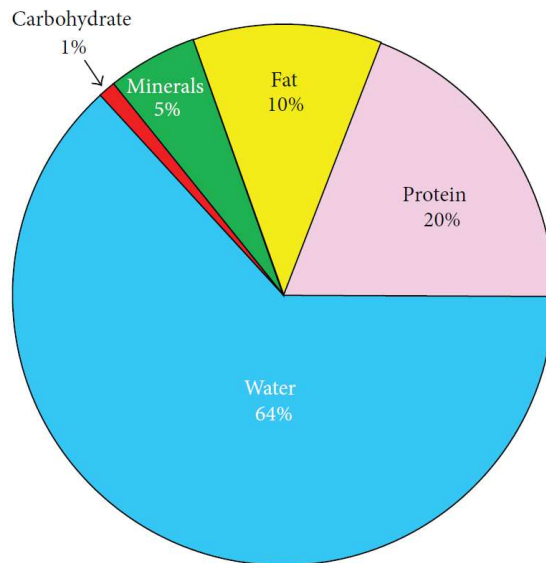
Analiza sastava ljudskog tijela je proces procjene udjela različitih tjelesnih komponenti poput masti, mišića i tekućina. Dobiveni rezultati pružaju važne informacije koje se koriste u praćenju zdravlja, procjeni rizika od pojedinih bolesti, praćenju oporavka te ranom otkrivanju zdravstvenih problema [3].

Mjerenje bioimpedancije tijela jedna je od metoda kojom se procjenjuje sastav ljudskog tijela [4]. 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 [4]. 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 [4].

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*) [4]. 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*) [4].



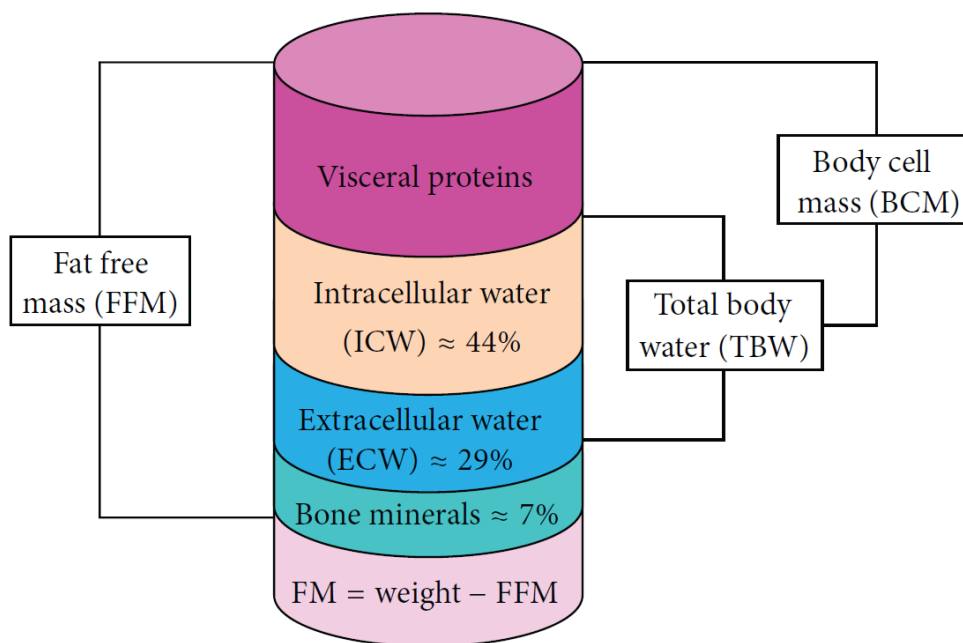
Slika 2.1. Udio vode, proteina, masti i minerala u ljudskom tijelu [4]

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 [4].

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 [4].

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 [4].

Masa tijela bez masnog tkiva dobiva se tako da se od ukupne mase tijela oduzme 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 [4].



Slika 2.2. Sastav ljudskog tijela [4]

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 i obradom mjerenja korištenjem odgovarajućih jednadžbi koje povezuju mjerenja sa sastavom. Prvi korak je određivanja volumena potkoljenice. Potkoljenica je aproksimirana cilindrom te se njezin volumen određuje s 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 te zatim izračunavanje R_0 i R_∞ . R_0 i R_∞ 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 [5]:

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

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

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

pri čemu je ρ_e efektivna otpornost ekstracelularne tekućine iznosa 273,9 Ωcm , a ρ_{∞} efektivna otpornost ukupne tjelesne tekućine iznosa 937,2 Ωcm . Sve jedinice izražene su u centimetrima te ukupni volumen dobivamo u centimetrima kubičnim. Kako bi konačan rezultat bio u litrama dijelimo ga s 1000.

3. Metode mjerenja bioimpedancije

3.1. Bioimpedancija

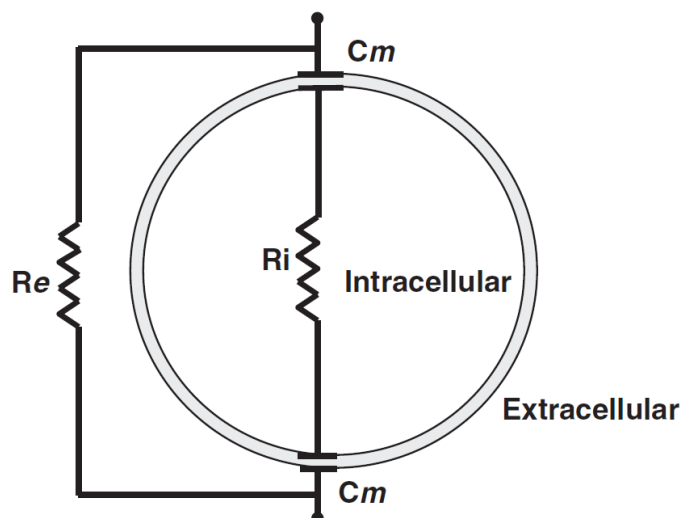
Bioimpedancija predstavlja impedanciju koji se javlja kada kroz biološka tkiva teče električna struja [4]. Ovisna je o frekvenciji te se može prikazati formulom:

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

gdje je

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

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

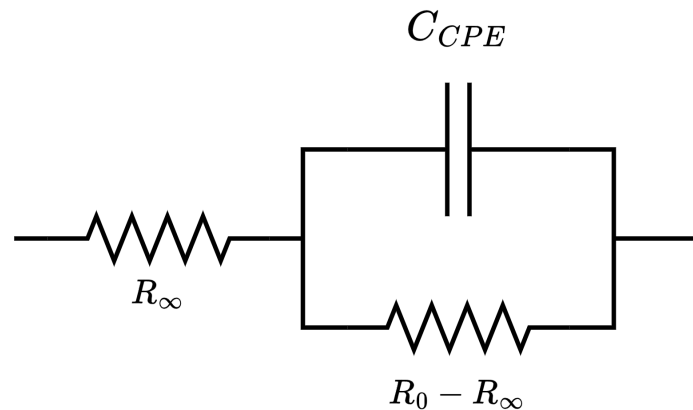


Slika 3.1. Električni model stanice [6]

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

električnom RC mrežom [6], kao što je prikazano na slici 3.1. R_e predstavlja otpor ekstracelularne 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 ekstracelularne tekućine, dok se na visokim frekvencijama dodaje i otpor R_i intracelularne tekućine čime ukupna impedancija pada [4].

Matematički model kojim se najčešće modelira bioimpedancija ljudskog tijela naziva se Cole-Cole model. Cole-Cole model opisuje impedanciju tijela kao funkciju frekvencije zbog čega ga koristimo pri analizi sastava ljudskog tijela [7]. R_∞ predstavlja otpor tkiva



Slika 3.2. Cole-Cole model bioimpedancije

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

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

gdje je C kapacitet, a α njegov red. Kada je $\alpha = 0$ element s konstantnom fazom predstavlja idealni otpornik, dok sa $\alpha = 1$ predstavlja idealni kondenzator. Tipične vrijednosti parametra α za biološka tkiva su u intervalu $0,5 < \alpha < 1$ [7]. Ako uvedemo karakteris-

tičnu vremensku konstantu τ kao

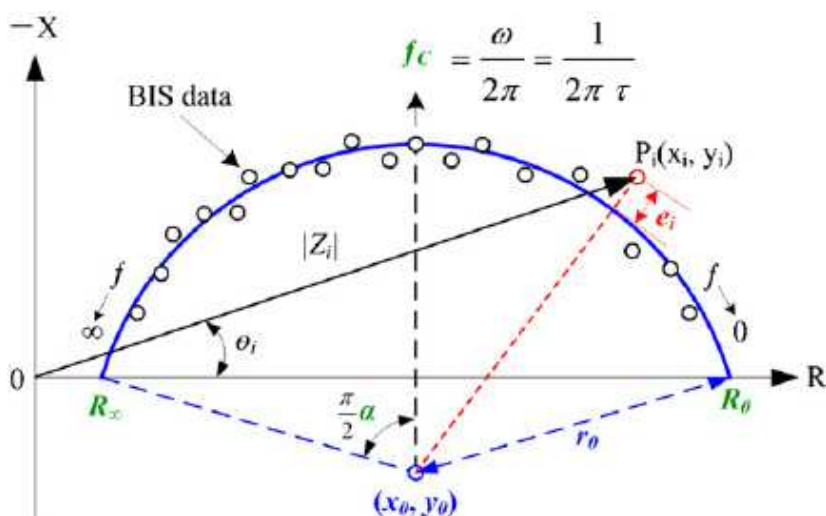
$$\tau = [(R_0 - R_\infty)C]^{1/\alpha} \quad (3.5)$$

dobivamo originalnu jednadžbu Cole-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-Cole modela bioimpedancije R_∞ , R_0 , α i τ . Svojstva tkiva opisuju se pomoću navedenih parametra, a postupak kojim se do njih dolazi opisan je u daljnjem tekstu.

Rezultati mjerenja bioimpedancije na različitim frekvencijama mogu se aproksimirati polukružnicom, što je prikazano na slici 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-Cole modela [8]. R_∞



Slika 3.3. Graf bioimpedancije Cole-Cole modela [8]

i R_0 jednostavno se iščitavaju kao presjecišta polukružnice i realne osi. Vremenska konstanta τ inverz je karakteristične kružne frekvencije ω_c na kojoj je reaktancija najveća. Relacija iz koje se izračunava τ je:

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

Parametar α određuje koliko je središte kružnice pomaknuto ispod realne osi. Izračunava

se iz kuta između karakteristične frekvencije f_c i beskonačne frekvencije f_∞ . Ako se taj kut definira kao θ , vrijedi sljedeći izraz:

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

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.

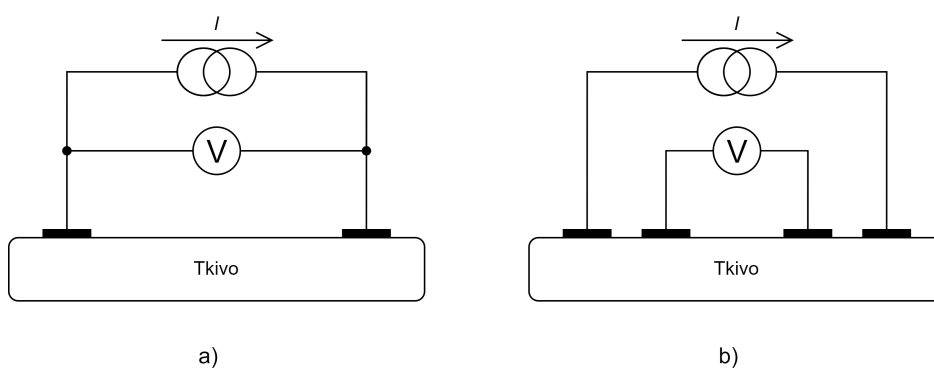
Bioelektrična spektrografija najpreciznija je metoda mjerenja bioimpedancije. Mjerenja se obavljaju na širokom rasponu frekvencija, od 1 kHz do 1 MHz. Ovom metodom možemo procijeniti otpor na nultoj i beskonačnoj frekvenciji, parametre iz Cole-Cole modela bioimpedancije opisane u prethodnom poglavlju. Mjerenje BIS metodom zbog većeg broja frekvencija traje duže i matematički izračuni su složeniji, 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 [4]. Zatim

se impedancija 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 pogreške u mjerenju napona uzrokovane padom napona na elektrodama. Četverožično mjerenje je preciznije jer se pad napona mjeri izravno na koži i zbog toga će se koristiti u ovom radu [9].



Slika 3.4. Dvožično (a) i četverožično (b) mjerenje bioimpedancije

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.

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 tjelesnog sastava. Koristi se u kliničkim ustanovama i istraživačkim laboratorijima.	Choi, et al. (2022) [11]
Tanita MC-780U	Uređaj za višefrekvencijsku bioimpedancijsku analizu, koristi se u fitness centrima, bolnicama i za istraživačke svrhe.	Ślązak, et al. (2024) [12]
ImpediMed SFB7	Uređaj koji koristi višefrekvencijsku bioimpedancijsku spektroskopiju za procjenu tjelesnog sastava, koristi se u kliničkim istraživanjima.	Freeborn, et al. (2018) [13]
SECA mBCA 515	Medicinski uređaj za analizu tjelesnog sastava, 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 tjelesnog sastava, uključujući mišićnu masu, masno tkivo i tjelesnu vodu. Koristi se u kliničkim ustanovama i istraži-

vačkim laboratorijima [11]. Tanita MC-780U je uređaj za višefrekvencijsku bioimpedancijsku analizu koji omogućuje precizno mjerenje tjelesnog sastava. Ovaj uređaj se često koristi u fitness centrima, bolnicama i za istraživačke svrhe [12]. ImpediMed SFB7 koristi višefrekvencijsku bioimpedancijsku spektroskopiju za procjenu tjelesnog sastava, uključujući tjelesnu vodu, staničnu masu i masno tkivo, te se često koristi u kliničkim istraživanjima [13]. SECA mBCA 515 je medicinski uređaj za analizu tjelesnog sastava 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 te potrebu za specifičnim uvjetima i postavkama za točna mjerenja. Ovo ih čini nepraktičnima za pacijente koji trebaju kontinuirano praćenje, posebno kod srčanih bolesnika gdje je kontinuirano mjerenje bitno za pravovremeno otkrivanje promjena u zdravstvenom stanju.

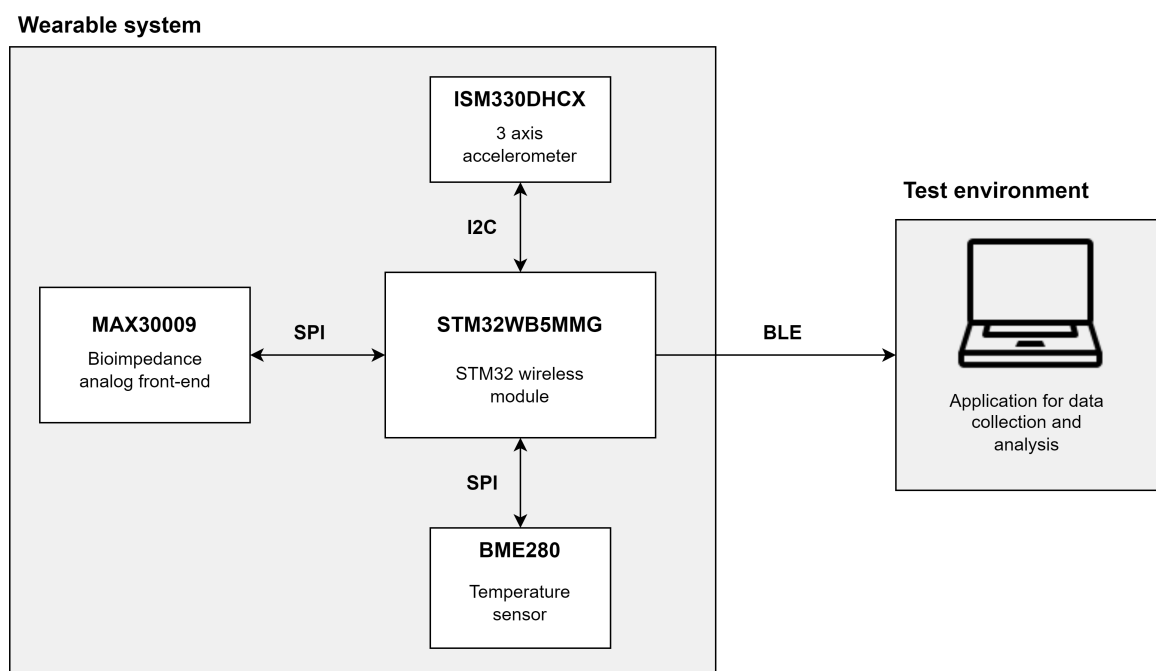
Razvoj nosivog sustava za kontinuirano praćenje bioimpedancije temeljenog na MAX30009 je važno zbog ovih ograničenja. Srčani bolesnici zahtijevaju stalno praćenje kako bi se na vrijeme otkrile promjene u volumenu tjelesne tekućine, što je ključno za pravovremenu medicinsku intervenciju. Kontinuirano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

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

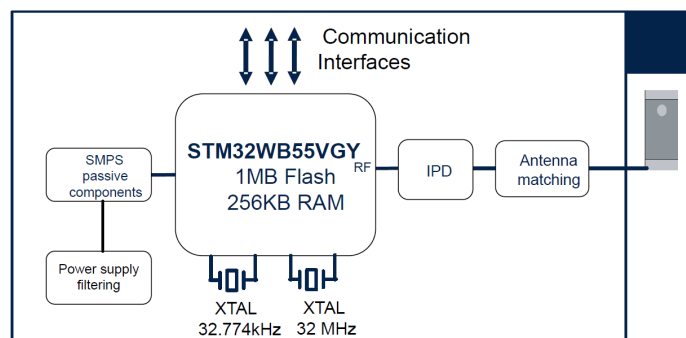
U ovom radu razvijena je programska potpora za bežični nosivi sustav za praćenje distribucije tekućina u tijelu pomoću mjerenja bioimpedancije. Sklopovlje sustava projektirano je u SleepdB laboratoriju (KITE Toronto Rehabilitation Institute, University Health Network, Toronto, Kanada). Blok shema sustava 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. Blok shema razvijenog sustava

4.1. STM32WB5MMG bežični modul

STM32WB5MMG bežični modul predstavlja kompaktno i visoko integrirano rješenje za razvoj pametnih uređaja koji zahtijevaju bežičnu povezanost. Temeljen 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.

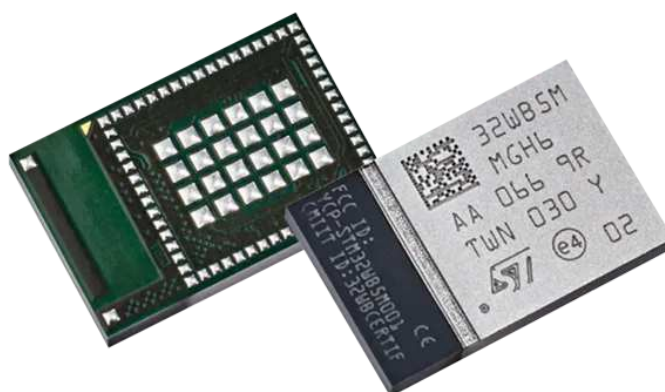


Slika 4.2. Blok shema STM32WB5MMG modula [16]

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 integracije i malenih dimenzija pogodan je za razvoj nosivih uređaja, čija je glavna karakteristika da moraju biti bežično povezani s drugim uređajima.



Slika 4.3. Kućište STM32WB5MMG modula [17]

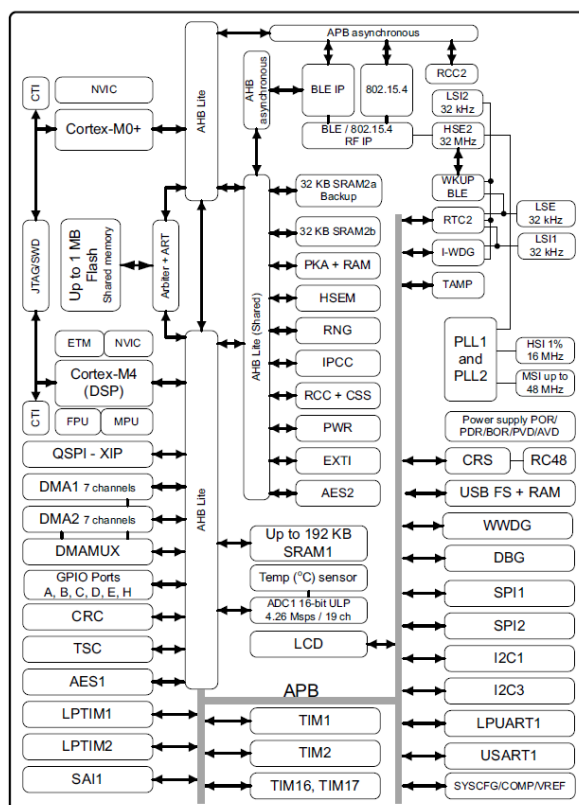
4.1.1. STM32WB55VGY mikrokontroler

STM32WB55VGY je dvojezgreni mikrokontroler s ugrađenom podrškom za bežičnu komunikaciju. To je sustav na integriranom sklopu (engl. *SoC, System on Chip*) koji unutar jednog sklopa 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 kôd 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 s pomoću međuprocorskog komunikacijskog kontrolera (engl. *IPCC, Inter Processor Communication Controller*). Dijeljenje resursa među jezgrama kontrolirano je sklopovskim semaforima.

Mikrokontroler ima 1 MB flash memorije, 256 kB SRAM memorije te sve uobičajene 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 vremenu. U daljnjem tekstu dan je detaljan pregled svih korištenih senzora razvijenog



Slika 4.4. Block shema STM32WB55VGY mikrokontrolera [18]

sustava.

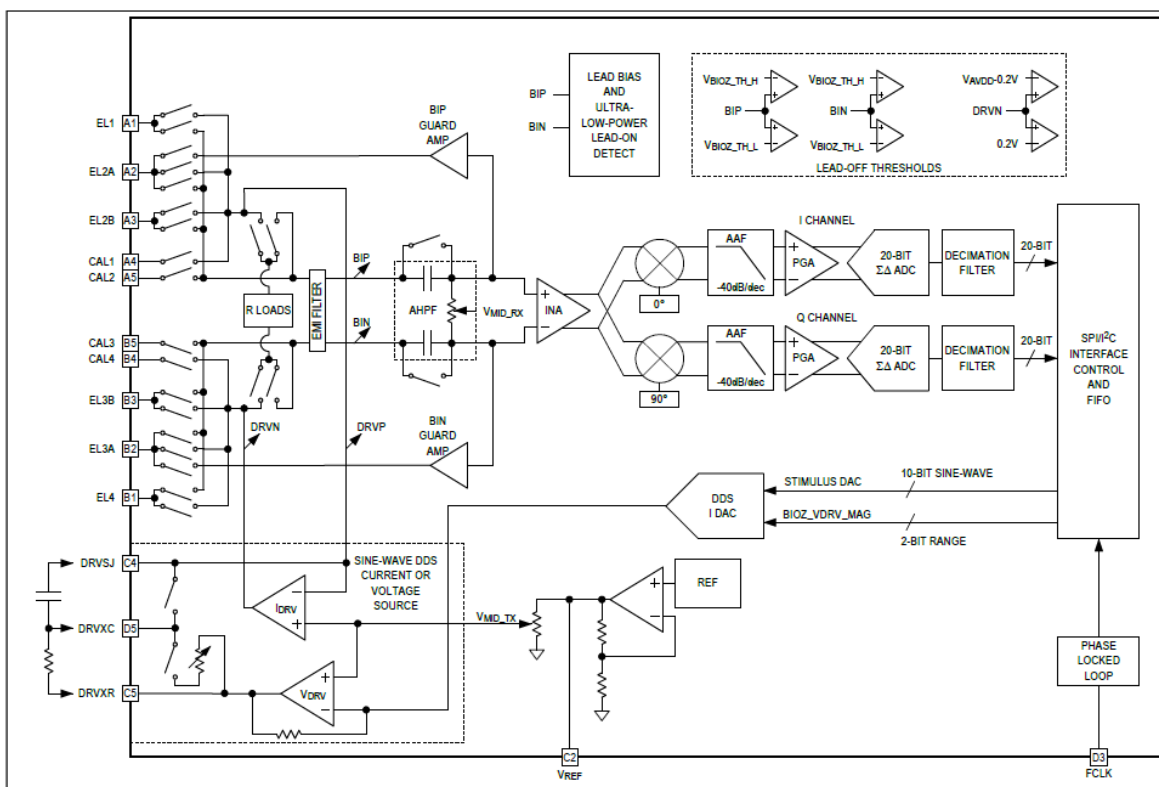
4.2.1. MAX30009 integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije

MAX30009 je integrirano sučelje za mjerenje bioimpedancije projektirano za primjene u nosivim tehnologijama. Izrazito je male potrošnje ($250 \mu\text{W}$ na napajanju od 1,8 V) [19] i malih dimenzija (2,03x2,03 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 izravnu digitalnu sintezu (engl. *Direct Digital Synthesis, DSS*). DDS sklop služi za generiranje preciznih sinusnih signala uz mogućnost brzog podešavanja frekvencije.

Ulazni priključci elektroda spojeni su na multipleksore čime se dobiva mogućnost izbora između različitih setova elektroda. Također senzor podržava dvožično kao i če-

tverožično mjerenje bioimpedancije.

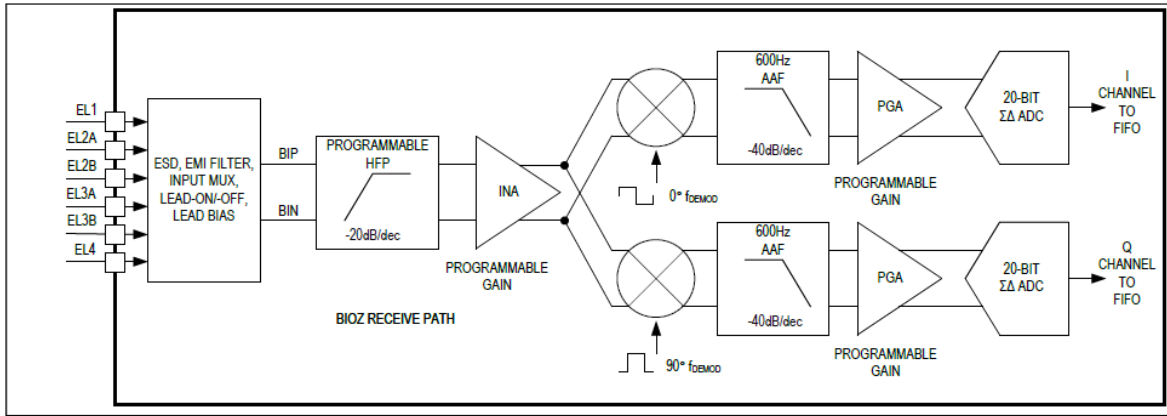


Slika 4.5. Block shema MAX30009 integriranog sučelja za mjerenje bioimpedancije [20]

Kako bi se iz izmjenog napona dobila amplituda i faza bioimpedancije koristi se I/Q (engl. *In-phase/Quadrature*) demodulator prikazan na slici 4.6. *In-phase* grana dobiva se množenjem sinusnog napona s pravokutnim signalom jednake faze i frekvencije kao pobudna struja. U slučaju *Quadrature* grane pravokutnom signalu se dodaje zakašnjenje u fazi od 90 stupnjeva. Pravokutni signal može se prikazati Fourierovim redom, no kako je prikazano na slici 4.7., nakon prolaska signala kroz niskopropusne filtre ostaje samo istosmjerna komponenta. Na ovaj način početni sinusni signal je rastavljen na zbroj sinusa i kosinusa iste frekvencije, ali različitih amplituda koje su konačni izlaz demodulatora.

Poznavajući DC vrijednosti I i Q grana na izlazu demodulatora moguće je izračunati amplitudu i fazu mjerene impedancije. Ako s $U_{I,DC}$ i $U_{Q,DC}$ označimo vrijednosti I i Q grane dobivene na izlazu demodulatora, sljedeće jednačbe daju vrijednost amplitude i faze impedancije:

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

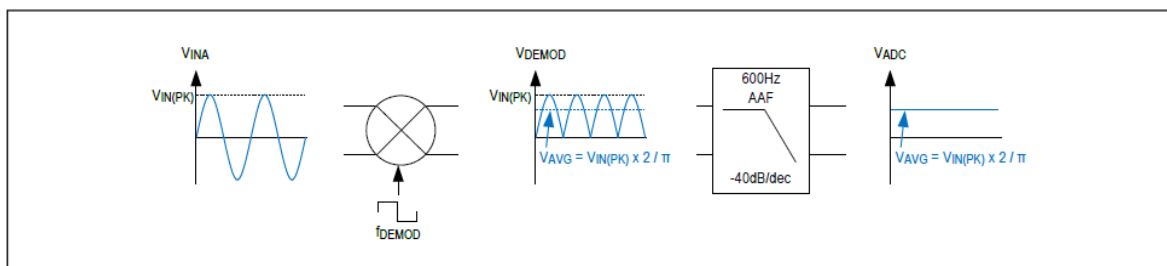


Slika 4.6. Block shema demodulatora [20]

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

Kako amplitude lokalnih pravokutnih oscilacija nisu poznate, rezultat mjerenja potrebno je pomnožiti s 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]

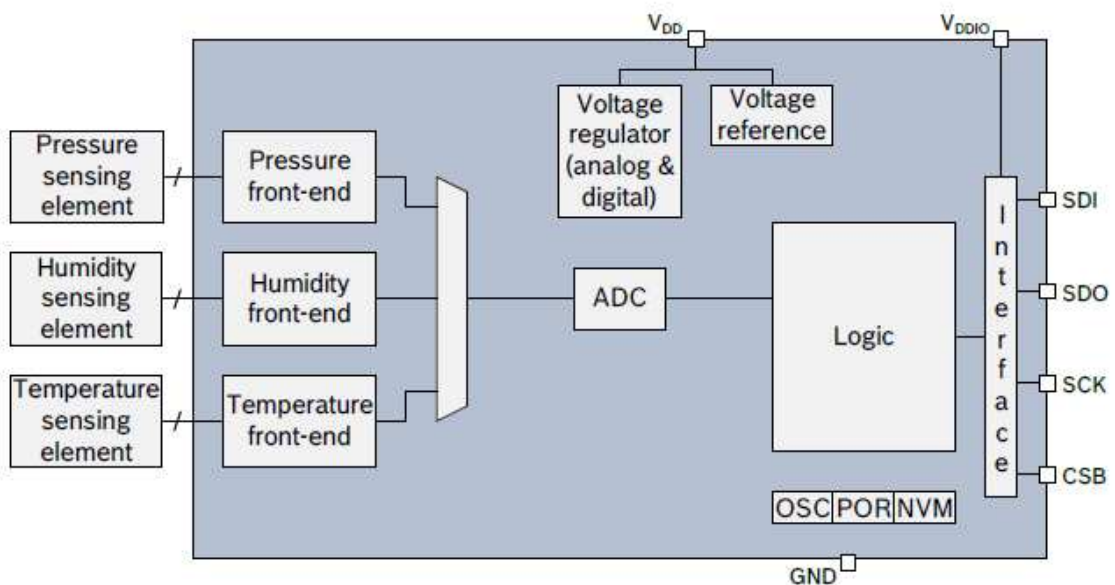
Sustav se konfigurira s pomoću 8 bitnih softverskih registara, a izlazni podatci pohranjuju se u FIFO (engl. *First In First Out*) spremnik veličine 256 uzoraka. FIFO spremnik je struktura za pohranu podataka u kojoj se podatci čitaju onim redoslijedom kojim su u strukturu i pisani. Svaki očitani uzorak u FIFO spremnik pohranjuje se u 3 bajta i sastoji se od identifikacijske oznake veličine 4 bita te vrijednosti očitane s ADC pretvornika ve-

ličine 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 tako 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 $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ do $85\text{ }^{\circ}\text{C}$ s točnošću od $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$, relativnu vlažnost u rasponu od 0 % do 100 % s točnošću od $\pm 3\text{ }%$, te atmosferski tlak u rasponu od 300 hPa do 1100 hPa s točnošću od $\pm 1\text{ hPa}$ [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. Inercijski senzor

Inercijski senzor ISM330DHCX omogućuje precizno praćenje kretanja i orijentacije u prostoru. Unutar jednog integriranog sklopa ima integriran akcelerometar i žiroskop što pruža sveobuhvatnu sliku o kretanju i položaju objekta u trodimenzionalnom 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 s pomoću I2C ili SPI komunikacije te na zahtjev šalje mikrokontroleru tražene podatke. Važno je naglasiti da je ISM330DHCX projektiran 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 potpora 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, implementacije i testiranja programske potpore, uz naglasak na integraciju sa Zephyr operacijskim sustavom.

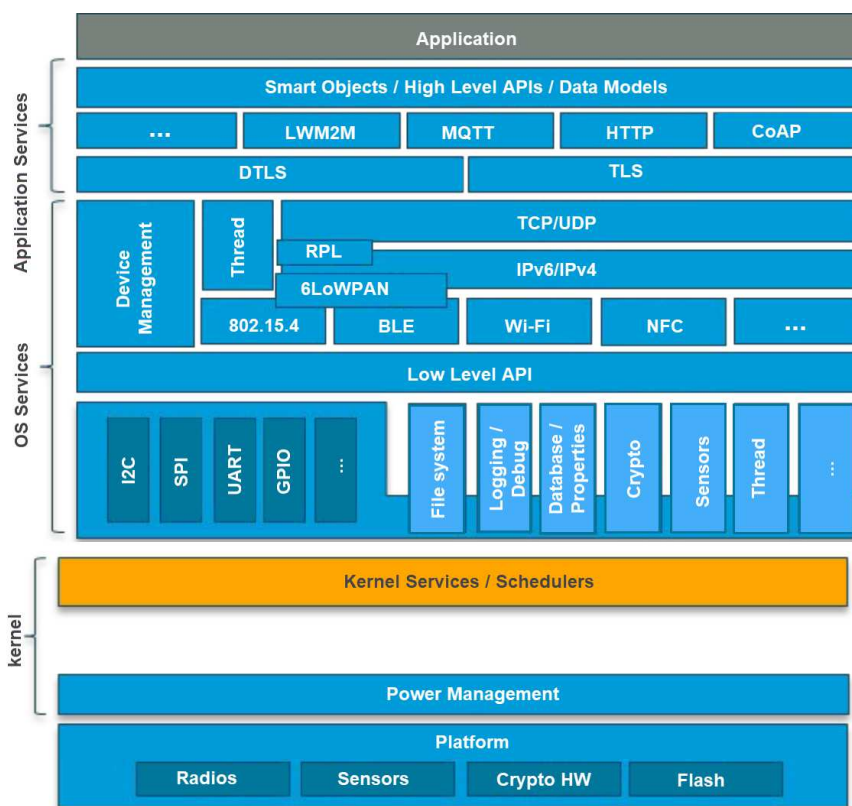
5.1. Programiranje mrežnog procesora ARM Cortex-M0+

STMicroelectronics pruža već gotove binarne datoteke [24] koje sadrže kôd 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 s operacijskim sustavom Zephyr je *stm32wb5x_BLE_HCILayer_extended_fw.bin*. Datoteka se učitava 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, može se 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 korište-

nje 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 prevođenja obrađuju i pretvaraju u `#define` direktive u C kodu.

DTS (engl. *Device Tree Structure*) je tekstualna datoteka koja omogućuje opisivanje i konfiguriranje sklopovskih svojstava ugradbenog sustava. Opisuju strukturu i karakteristike sklopovskih 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 s vanjskog visokofrekvencijskog oscilatora (engl. *HSE, High-Speed External*) frekvencije 32 MHz. Sve konstante RCC sklopa postavljene 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 obavlja se generičkim funkcijama za dohvaćanje vrijednosti sa

senzora 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 razmjernu 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.

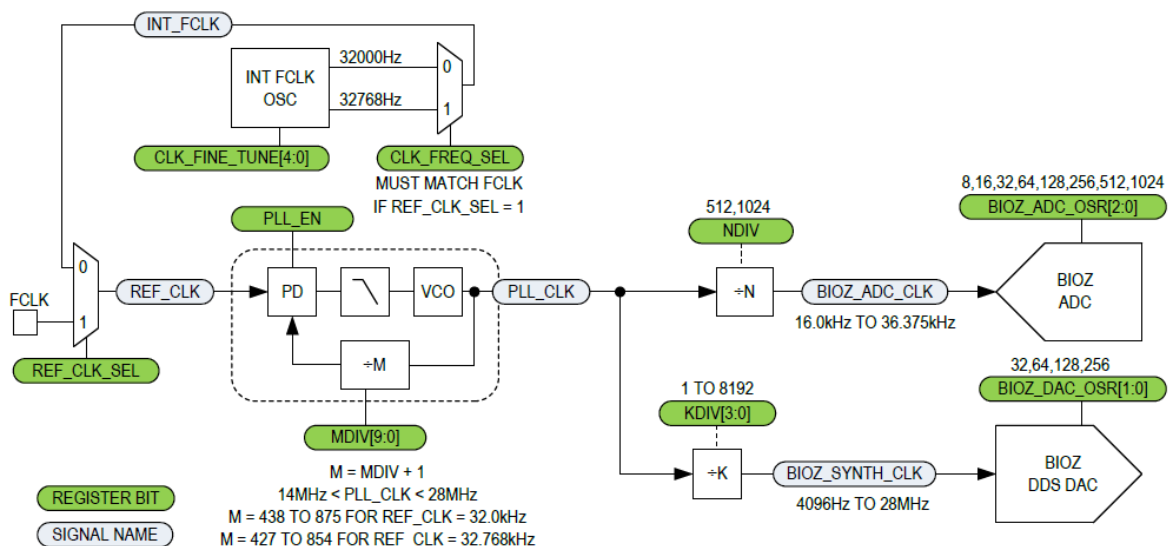
```

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 postavljena 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 množilo 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 promijenila 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 interni kalibracijski otpornik iznosa 600 Ω. Prije početka kalibracije sustav je potrebno konfigurirati tako da se na mjerni kanal povežu interni kalibracijski otpornici. 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 obavlja 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

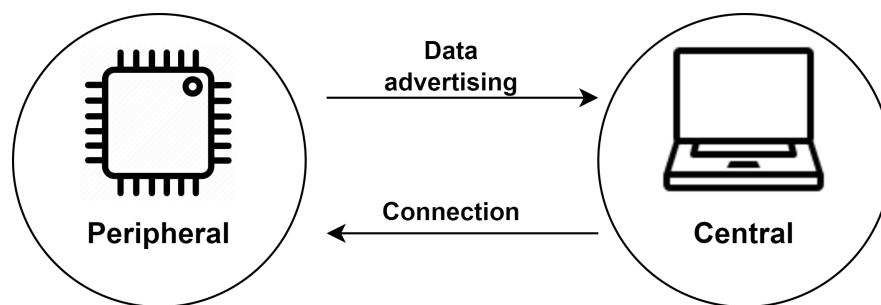
U normalnom radu sustava dretva prolazi po svim frekvencijama navedenim u ranije opisanom enumeracijskom tipu podataka. Za svaku frekvenciju sustav je potrebno nanovo konfigurirati te pričekati da se sustav ustitra na novoj frekvenciji rada. Radi toga nakon svake promjene frekvencije prva 3 očitavanja su ignorirana i kao rezultat mjerenja uzima se četvrto očitavanje. Izmjereni 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.

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.



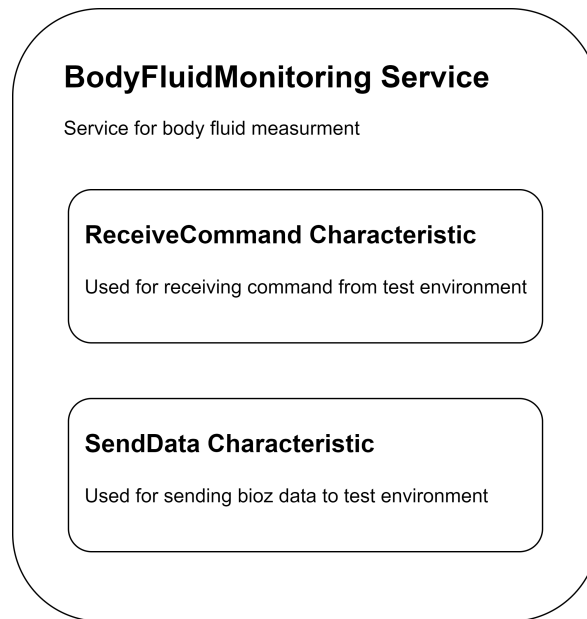
Slika 5.3. Uloge uređaja u BLE komunikaciji

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 prosljeđuje pokazivač na podatke koji se šalju i duljinu podataka za slanje. Izvršavanjem navedene funkcije ažurira se vrijednost karakteristike `SendData`.

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 kôd. 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.) s generiranim nizom znakova.

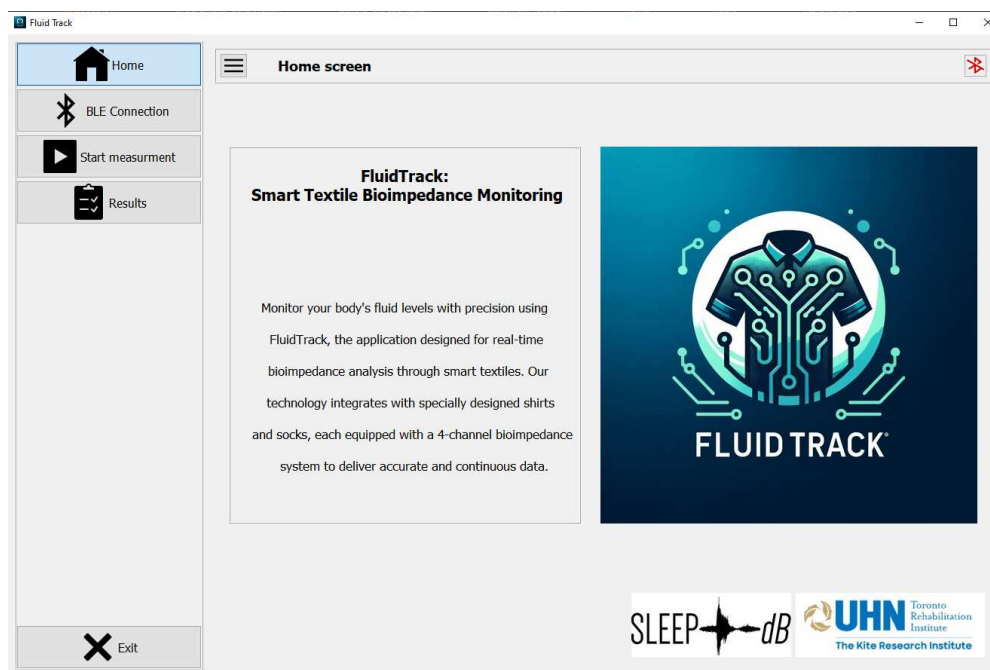
Format u kojem se poruke šalju je vrijeme; senzor; podatci. Detaljni opis sadržaja poruke razvijenog komunikacijskog protokola prikazan je u tablici 5.1.

Tablica 5.1. Opis dijelova poruke komunikacijskog protokola

Varijabla	Opis	Vrijednost
Vrijeme	Vrijeme proteklo od početka mjerenja izraženo u milisekundama	Decimalni broj zaokružen na dvije decimale
Oznaka senzora	Identifikacijska oznaka senzora čiji podatci se šalju	Cijeli broj u rasponu od 0 do 2, 0 označava bioimpedanciju, 1 temperaturu, a 2 akceleraciju
Vrijednost	Podaci ovise o senzoru: temperaturni senzor mjeri jednu vrijednost, akcelerometar tri vrijednosti, dok se bioimpedancija izražava s dvije vrijednosti: realnim i imaginarnim dijelom.	Decimalni brojevi zaokruženi na dvije decimale odvojeni točkom sa zarezom

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 s Icons8 web stranice [26].



Slika 6.1. Početni zaslon razvijene aplikacije

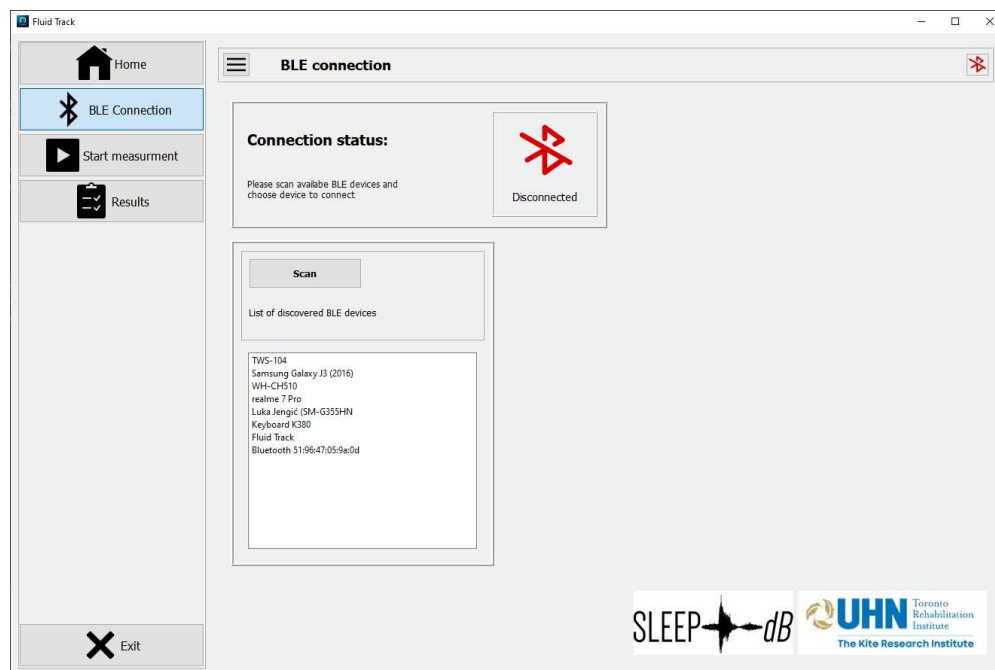
Aplikacija omogućava povezivanje s razvijenim uređajem putem BLE komunikacijskog protokola, unos podataka o pacijentu, praćenje mjerenja u stvarnom vremenu te prikaz rezultata analize podataka. Podatci o pacijentima i mjerenja pohranjuju se u lokalnu bazu podataka. Pojedino mjerenje vezano je za pacijenta,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

mjerenja za istog pacijenta. Početni zaslon prikazan je na slici 6.1. S lijeve strane ekrana tijekom 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

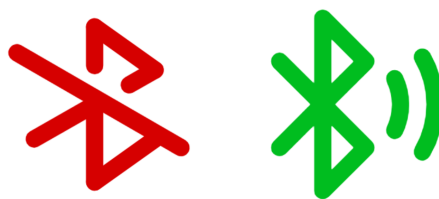
Ispitno okruženje konfigurirano je kao BLE klijent te se jednostavno spaja na razvijeni nosivi uređaj. Pritiskom na karticu izbornika BLE Connection otvara se zaslon prikazan na slici 6.2. koji korisniku pruža mogućnost upravljanja BLE konekcijom.



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.

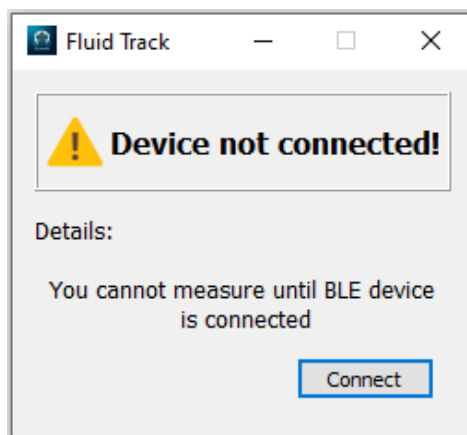
Pritiskom na tipku Scan ispitno okruženje započinje skeniranje dostupnih uređaja u blizini putem BLE protokola. Nakon što se skeniranje završi, korisniku se prikazuje popis dostupnih uređaja na sučelju aplikacije.



Slika 6.3. Simboli oznake statusa BLE konekcije [26]

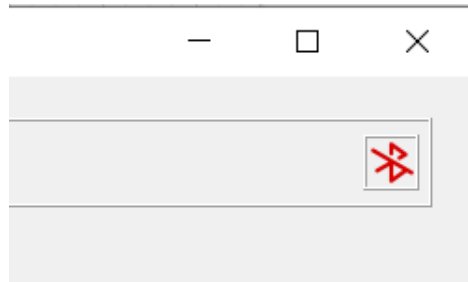
Korisnik zatim ima mogućnost odabira željenog uređaja. Nakon što je uređaj odabran, pritiskom na tipku `Connect` pokreće se postupak povezivanja uređaja. Aplikacija obavještava korisnika o rezultatu pokušaja povezivanja te ako su uređaji uspješno povezani moguće je pokrenuti mjerenje. Za vrijeme dok 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 s razvijenim nosivim sustavom. Zbog toga se prije početka mjerenja obavlja provjera je li aplikacija ostvarila BLE konekciju s 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.



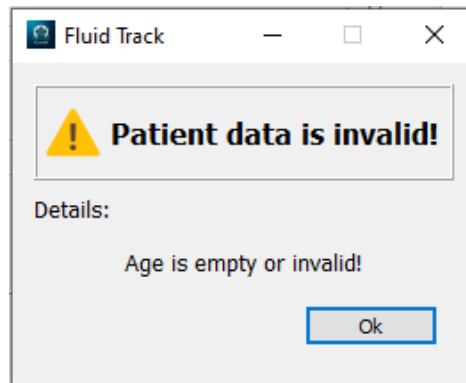
Slika 6.5. Simbol u gornjem desnom uglu koji opisuje status BLE konekcije

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.

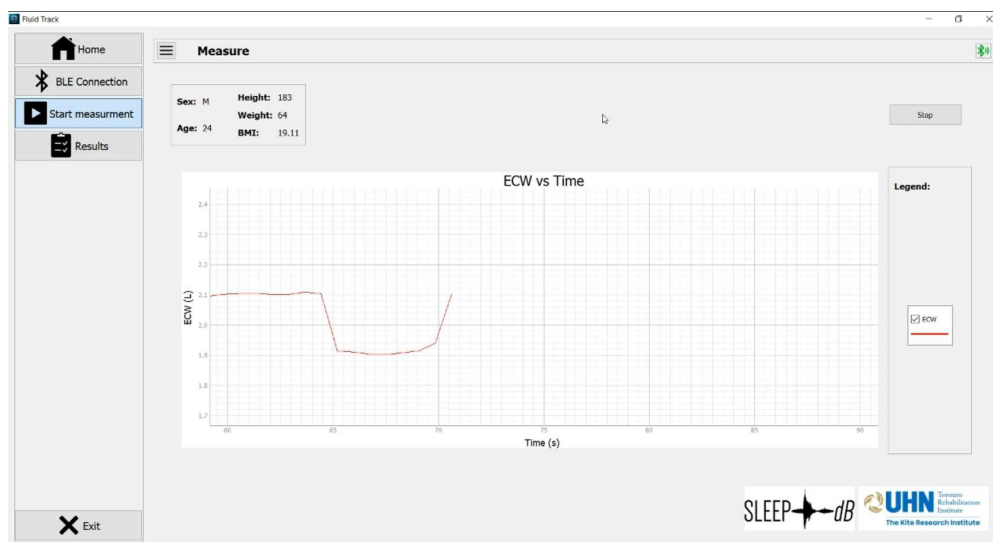
Slika 6.6. Zaslona za unos podataka o pacijentu

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 obavještava korisnika skočnim prozorom s porukom koji točno podataka nije ispravan. Ako mjerenje obavljamo za pacijenta čiji su podatci od ranije u bazi podataka otvara se isti zaslon ali s 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*.



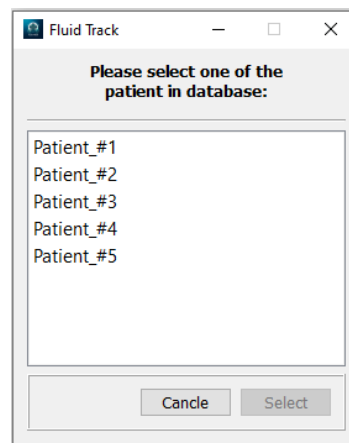
Slika 6.8. Praćenje rezultata mjerenja u stvarnom vremenu

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 s njegovim podacima kao

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

6.3. Prikaz rezultata

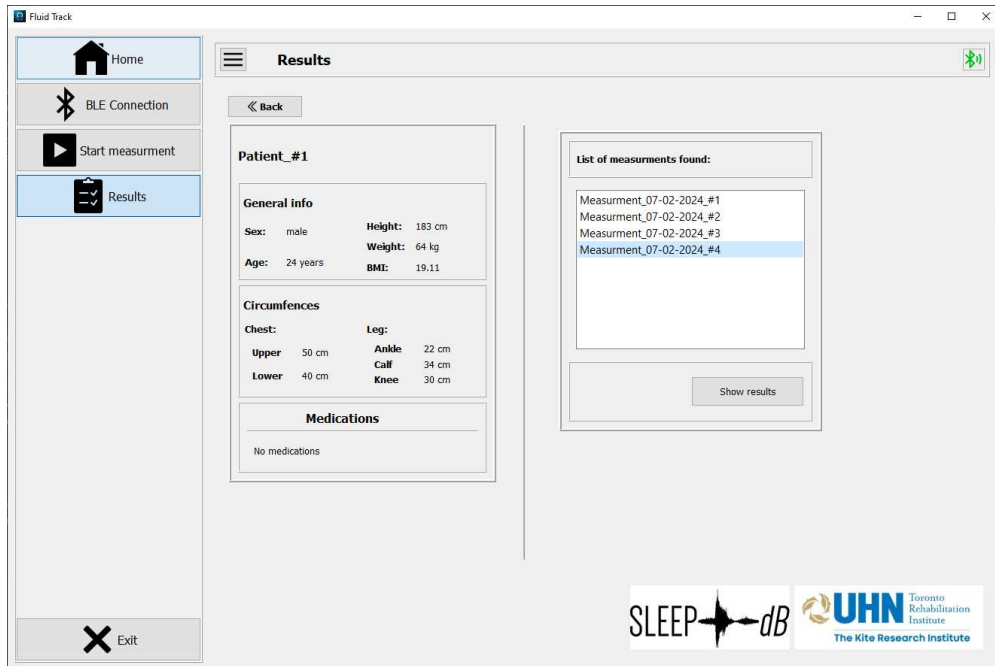
Sustav pamti rezultate svih prijašnjih mjerenja te je u ispitno okruženje uključena podrška za prikaz prijašnjih mjerenja. Pritiskom na karticu izbornika `Results` otvara se skočni prozor prikazan na slici 6.9. kojim korisnik odabire pacijenta čije rezultate mjerenje želi pogledati.



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 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.

Tablica 7.1. Demografski podaci

Broj ispitanika	Dob (godina)	Visina (cm)	Težina (kg)	BMI
6	26±5,44	174,16±12,09	74±15,61	24,28±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 [27]. Tekstilne elektrode korištene u ovom radu nude neinvazivno i nosivo rješenje, omogućujući dugotrajno praćenje tekućine, posebno kod osoba sa srčanim zatajenjem [28],[29]. Korištene su tekstilne elektrode razvijene unutar SleepdB istraživačke grupe [30]. Tekstilne elektrode se temelje na vodljivom srebrenom materijalu, prikazane na slici 7.1., a koje su posebno projektirane za praćenje tekućine.



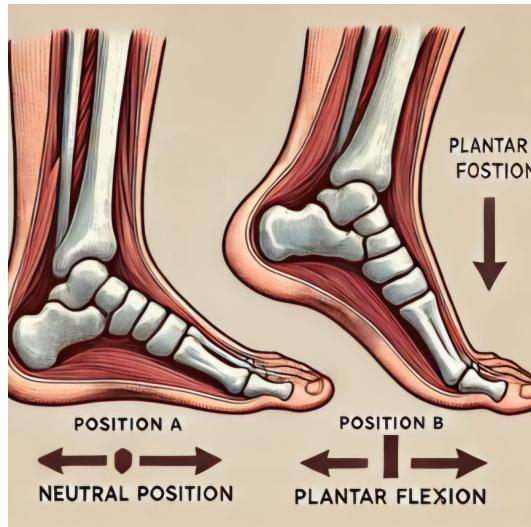
Slika 7.1. Trake s tekstilnim elektrodama na bazi srebra koje pokrivaju cijeli opseg za praćenje tekućine [31]

7.1. Protokol mjerenja

Razvijeni nosivi bežični sustav mjeri bioimpedanciju te izmjerene podatke 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 [32]. Za izračun volumena tekućine u nozi, korištene su funkcije opisane u [5].

Za validaciju ispravnosti rada mjernog sustava provedena je vježba plantarne fleksije, prikazana 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 [33].

U radu je provedeno kontinuirano ponavljanje pokreta plantarne fleksije pet minuta



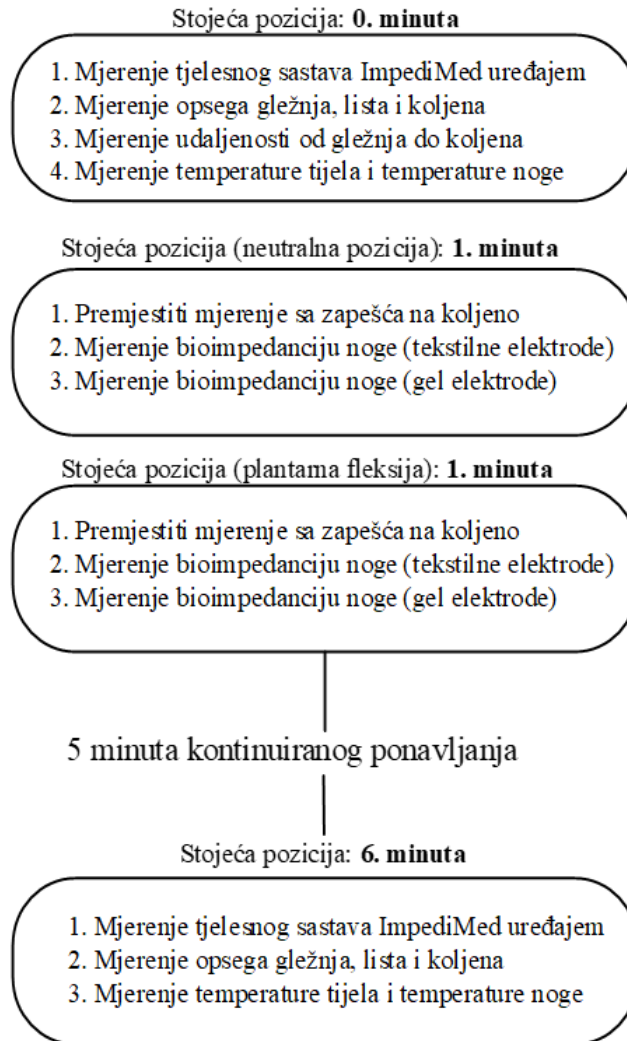
Slika 7.2. Ilustracija prikazuje neutralnu poziciju (A) i plantarnu fleksiju (B) stopala (generirano pomoću DALL-E alata iz OpenAI)

prema slici 7.3., kako bi se odredilo učinkovita procjena promjene volumena tekućine u nogama.

Hipoteza je da bi kontinuirano ponavljanje pokreta tijekom 5 minuta bilo učinkovite 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 [30]. Elektrode su postavljene s minimalnim razmakom od 2 cm između parova. Također, za svakog ispitanika izmjenjen je opseg oko koljena, gležnja i najšireg dijela lista, kao i udaljenost između dviju senzorskih (V+ i V-) elektroda.

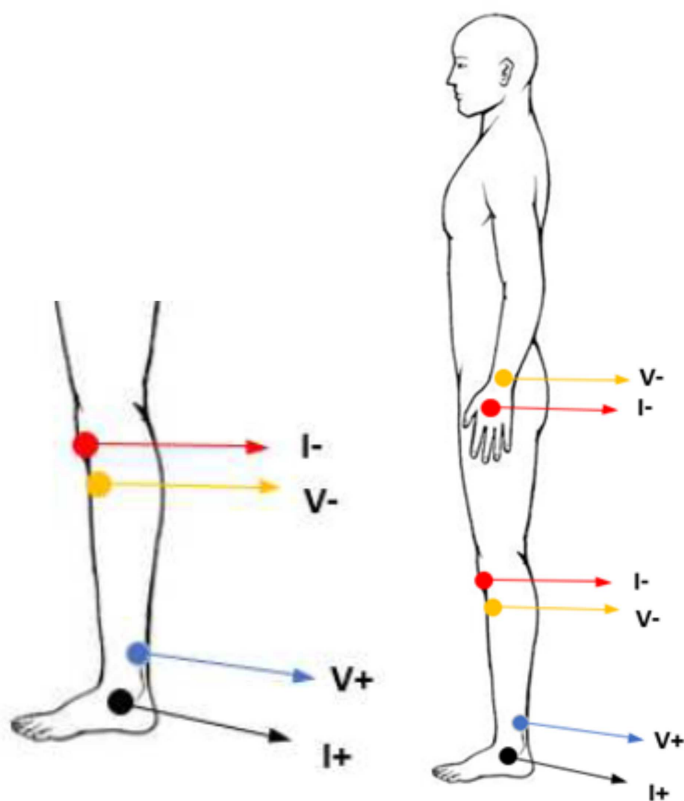


Slika 7.3. Protokol provedenih mjerenja

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_∞ [30]. Te vrijednosti uzimaju se kao x-presjeci u Cole-Cole dijagramu (negativna reaktancija vs. otpor) i koriste se za izračun volumena tekućine [30].

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 [32], [5] za procjenu volumena tekućine.



Slika 7.4. Postavljanje elektroda na ispitanika [30]

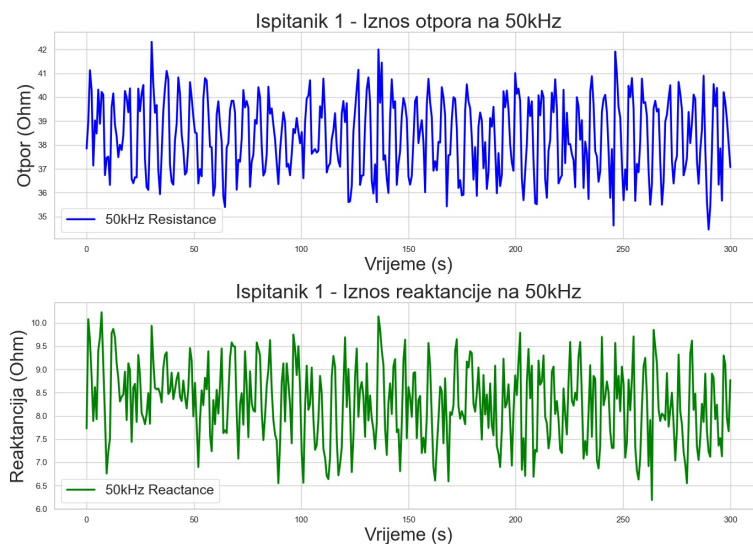
Tablica 7.2. Izmjereni segmenti tijela

Opseg			Razmak elektroda
Gležanj	List	Koljeno	
23,48±1,30	36,92±53,46	34,92±2,90	10,07±3,09

7.3. Rezultati

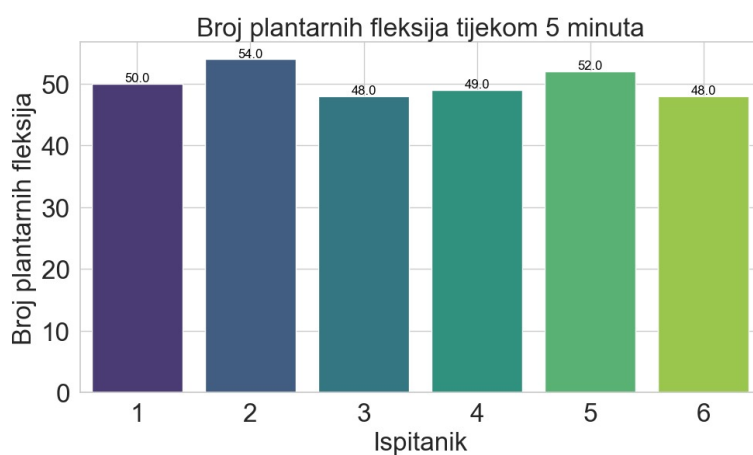
U ovom istraživanju analizirani su bioimpedancijski signali tijekom plantarnih fleksija za šest sudionika. Mjerenja su provedena na pet različitih frekvencija (5 kHz, 50 kHz, 100 kHz, 200 kHz, i 500 kHz). Analizirani su otpor i reaktancija, a izračunata je i razlika između početne i završne vrijednosti za svaku frekvenciju.

Procjena broja plantarnih fleksija izvršena je detekcijom vrhova u signalu otpora na



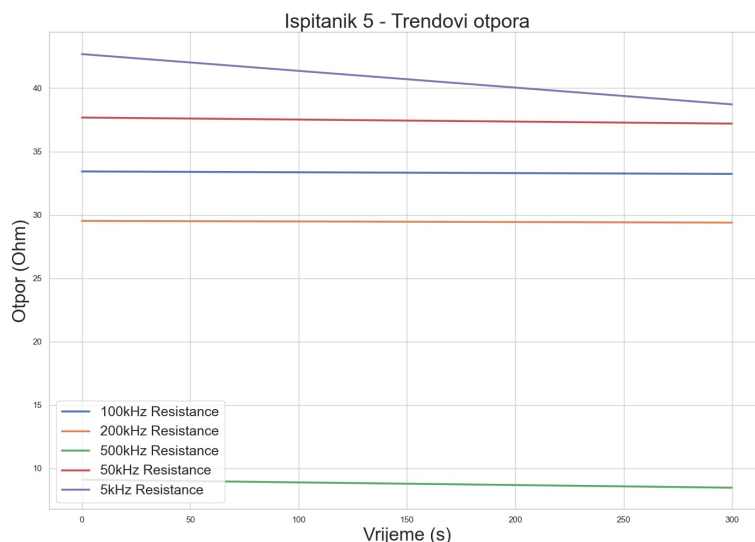
Slika 7.5. Ispitanik 1 - otpor i reaktancija tijekom provedenog mjerenja

frekvenciji od 50kHz. Rezultati prikazani na stupčanom grafikonu (slika 7.6.) pokazuju broj plantarnih fleksija za svakog sudionika tijekom 5 minuta. Razlike u broju vrhova među sudionicima mogu biti povezane s individualnim razlikama u performansama i izdržljivosti.



Slika 7.6. Broj plantarnih fleksija tijekom 5 minuta za svakog ispitanika

Otpor predstavlja sposobnost tkiva da se suprotstavi električnoj struji. Tijekom vježbanja, otpor se može smanjivati zbog promjena u perfuziji mišića, temperature i akumulacije metabolita. U našim mjerenjima, vidimo trend smanjenja otpora tijekom vremena. To može biti indikacija povećane perfuzije mišića i bolju cirkulaciju krvi, što omogućuje bolji prijenos kisika i hranjivih tvari te uklanjanje metabolita kao što je laktat. Smanjenje otpora također može biti povezano s redistribucijom tekućine iz međustaničnog u unutarstanični prostor zbog osmolarnosti i pritiska tijekom mišićne aktivnosti.



Slika 7.7. Ispitanik 5 - trendovi otpora

Reaktancija odražava kapacitivni otpor tkiva, koji je povezan s promjenama u staničnoj membrani i strukturi tkiva. Tijekom vježbanja, reaktancija može opadati zbog povećanja krvnog protoka i promjena u hidriranosti tkiva. U našim mjerenjima, trend smanjenja reaktancije tijekom vremena može ukazivati na povećanje vaskularnog volumena u mišićima zbog vazodilatacije i povećanog krvnog protoka. Također, smanjenje reaktancije može biti povezano s promjenama u staničnoj membrani uslijed mišićne kontrakcije i opuštanja.

Promjene u otporu i reaktanciji mogu pružiti važne informacije o fiziološkim procesima koji se odvijaju tijekom vježbanja. Smanjenje otpora može biti indikator povećane perfuzije i bolje cirkulacije, što može biti korisno za praćenje performansi sportaša i planiranje oporavka. Smanjenje reaktancije može ukazivati na poboljšanu perfuziju i hidriranost mišića, što je važno za procjenu učinkovitosti treninga i oporavka.

Deskriptivna statistika (srednja vrijednost \pm standardna devijacija) za razliku u otporu i reaktanciji prikazana je u tablici 7.3. Rezultati pokazuju da postoji varijabilnost u promjenama otpora i reaktancije među različitim frekvencijama. Veće promjene su primijećene na višim frekvencijama (50kHz i 500kHz), što može ukazivati na veće promjene u bioelektričnoj aktivnosti mišića i tekućine tijekom vježbanja.

Tablica 7.3. Deskriptivna statistika

Frekvencija (kHz)	Srednja vrijednost razlike otpora (Ω)	Standardna devijacija razlike otpora (Ω)	Srednja vrijednost razlike reaktancije (Ω)	Standardna devijacija razlike reaktancije (Ω)
5	0,5	0,1	0,4	0,05
50	1,2	0,2	1,1	0,18
100	0,8	0,15	0,75	0,12
200	0,6	0,1	0,55	0,08
500	1,1	0,25	1,0	0,2

8. Zaključak

U ovom radu razvijena je programska potpora za bežični nosivi sustav za praćenje distribucije tjelesnih tekućina u donjim ekstremitetima ispitanika mjerenjem bioimpedancije. Sustav je namijenjen za kontinuirano praćenje stanja pacijenta koji boluju od zatajenja srca te je prikladan za primjenu i nošenje na ispitaniku u svakodnevnom okruženju. Sustav se temelji na STM32WB5MMG bežičnom modulu te MAX30009 integriranom sučelju za mjerenje bioimpedancije. Programska potpora za razvijeni sustav temeljena je na operacijskom sustavu Zephyr. Dodatno, razvijeno je ispitno okruženje za testiranje sustava u stvarnim uvjetima korištenja. Ispitno okruženje razvijeno je u obliku desktop aplikacije u programskom jeziku Python. Velika važnost posvećena je korisničkom iskustvu, osiguravajući da je sustav intuitivan i jednostavan za korištenje krajnjim korisnicima.

Provedena su laboratorijska mjerenja na šest ispitanika kako bi se validirala funkcionalnost sustava. Analizom izmjerenih podataka prikupljenih tijekom eksperimenata vježbe plantarne fleksije zaključeno je da se razvijeni sustav može koristiti za kontinuirano praćenje promjena tekućine tijekom vježbanja plantarnih fleksija te da se tijekom intenzivne aktivnosti redistribucija tekućine iz vaskularnog prostora u intersticijalni prostor može detektirati kao promjena u otporu i reaktanciji. Stoga ova tehnika može pružiti uvid u hidriranost mišića i 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] M. Mialich, S. Jmf, i A. Jordao, “Analysis of body composition: A critical review of the use of bioelectrical impedance analysis”, *Int J Clin Nutr*, sv. 2, str. 1–10, 01 2014.
- [4] 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>
- [5] 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>
- [6] 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>
- [7] 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>

- [8] 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>
- [9] 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/acsmesuresciau.2c00033>
- [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
- [25] “An open source rtos for iot”, 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] 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>

- [28] K. McDonald, "Monitoring fluid status at the outpatient level: the need for more precision", *Congest Heart Fail*, sv. 16 Suppl 1, str. S52–5, srpanj 2010.
- [29] 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.
- [30] 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>
- [31] 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>
- [32] 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>
- [33] 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>
- [34] T. J. Freeborn, B. Maundy, i A. Elwakil, "Numerical extraction of cole-cole impedance parameters from step response", *Nonlinear Theory and Its Applications, IEICE*, sv. 2, br. 4, str. 548–561, 2011. <https://doi.org/10.1587/nolta.2.548>

Sažetak

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

Luka Jengiđ

Ovaj rad istražuje različite mjerne metode i senzorske sustave namijenjene praćenju tekućine u nogama. U sklopu rada razvijena je programska potpora za nosivi sustav temeljen na STM32WB5MMG bežičnom modulu i MAX30009 integriranom sučelju za mjerenje bioimpedancije. Razvijena programska potpora za rad u stvarnom vremenu temeljena je 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 posvećena je korisničkom iskustvu, osiguravajući da je sustav intuitivan i jednostavan za korištenje krajnjim korisnicima. Laboratorijska mjerenja provedena su s tekstilnim i gel elektrodama te je razvijen 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. As part of the study, a software support for wearable system based on STM32WB5MMG wireless module and 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