

SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET ELEKTROTEHNIKE I RAČUNARSTVA

DIPLOMSKI RAD br. 1234

**NOSIVI MJERNI SUSTAV ZA PREPOZNAVANJE
I KLASIFIKACIJU POREMEĆAJA TEČNOSTI
GOVORA**

Nikola Gudan

Zagreb, lipanj, 2024.

Student: Nikola Gudan

Naslov teme:

Nosivi mjerni sustav za prepoznavanje i klasifikaciju poremećaja tečnosti govora

Naslov teme (engleski):

Wearable measurement system for detection and classification of speech fluency disorders

Mentor:

Prof. dr. sc. Hrvoje Džapo

Profil:

Elektroničko i računalno inženjerstvo

Kratki opis:

Upoznati se s metodama određivanja poremećaja tečnosti govora u logopedskoj dijagnostici i terapiji. Istražiti postojeće sustave koji se koriste u dijagnozi i analizi poremećaja tečnosti govora. Proučiti karakteristike mikrofona prikladnih za snimanje govora u dijagnozi i analizi poremećaja tečnosti govora. Istražiti mogućnosti praćenja razine stresa ispitanika mjeranjem bioloških signala (EKG, psihogalvanski refleks, bioimpedancija kože, fotopletizmografija itd.) i odabrati veličine koje se mijere prikladne za integraciju u nosivi mjerni sustav. Razviti sklopovsko rješenje nosivog baterijski napajanog uređaja prikladnog za nošenje u svakodnevnim situacijama koje treba omogućiti: dugotrajno snimanje govora visokom kvalitetom pomoći odabranog mikrofona, prikupljanje odabralih bioloških signala u svrhu praćenja razine stresa ispitanika i pohranu podataka. Odabrati prikladni mikrokontroler koji će omogućiti snimanje i pohranu mjerjenja te će imati dovoljne resurse za izvođenje modela strojnog učenja prilagođenih ugradbenim računalnim sustavima s ograničenim resursima. Integrirati funkcionalnost punjenja baterija, programiranja mikrokontrolera i bežične komunikacije u svrhu spajanja s pametnim telefonom (WiFi, Bluetooth). Izraditi i ispitati sklopovski prototip rješenja.

Zahvaljujem se svom kolegi i bliskom prijatelju Petru Sušcu na pronalasku interesantne teme diplomskog rada i pružanoj podršci tijekom izrade.

Sadržaj

1. Uvod	3
2. Građa uređaja	5
3. Središnji uređaj	7
3.1. Mikrokontroler	7
3.1.1. Pierceov oscilator	9
3.1.2. Dizajn oscilatora	10
3.2. Sat realnog vremena (RTC)	11
3.3. Bežična komunikacija	12
3.4. SD kartica i konektori	12
3.5. Napajanje	14
3.5.1. Proračun potrošnje	14
3.5.2. Baterija i punjač baterije	15
3.5.3. Baterijska zaštita	19
3.6. USB napajanje	21
3.7. Opis tiskane pločice	24
4. Narukvica	27
4.1. Bežična komunikacija	27
4.2. Fotopletizmografski senzor	29
4.3. Mjerenje impedancije kože	30
4.4. Napajanje	31
4.4.1. Proračun potrošnje	31
4.4.2. Napajanja od 3,3 V i 1,8 V	32
4.4.3. Referentni napon	32

4.4.4. Napajanje od 5 V	33
4.5. Baterija i punjač baterije	34
4.5.1. Punjač baterije	34
4.5.2. Baterijska zaštita	36
4.6. USB napajanje	37
4.7. Opis tiskane pločice	38
5. Ispitivanje razvijenog sklopoškog rješenja	40
5.1. Središnji uređaj	41
5.2. Narukvica	42
6. Zaključak	46
Literatura	48
Sažetak	51
Abstract	52

1. Uvod

Zamuckivanje i mucanje se odnosi na poremećaje u ritmu govora u kojima pojedinac zna točno što želi reći, ali tijekom govora ne može pričati radi nehotičnog ponavljačeg produljenja ili prestanka zvuka [1]. Na mucanje utječe tjeskoba osobe s poremećajem, a povezanost tjeskobe i poremećaja uvjetovane su s vremenom i izloženosti osobe poremećaju.

Mucanje se može kontrolirati logopedskom terapijom. Procjena intenziteta mucanja provodi se tijekom i nakon terapije kako bi se utvrdila učinkovitost terapije. Intenzitet se procjenjuje brojanjem netočnih slogova na uzorku od nekoliko stotina izgovorenih slogova prilikom razgovora između logopeda i pacijenta. Kako ne bi došlo do smetnji u razgovoru između logopeda i pacijenta, razgovor se snima te logoped procjenjuje intenzitet mucanja nakon terapije slušajući snimku jer je teško brojati slogove u stvarnom vremenu. Međutim, na pacijentovu sposobnost govora utječe stres, koji je manje izražen u kontroliranim uvjetima terapije, a više u kaotičnom svijetu van terapije. Radi toga, intenzitet mucanja pokazuje veliku varijabilnost [2].

Svrha ovog rada je razviti prototip uređaja koji osoba s poremećajem može, bez većih smetnji, nositi van terapije koji mjeri utjecaj stresa na osobu i snima govor osobe. Uređaj obrađuje prikupljene podatke i mjeri intenzitet mucanja s obzirom na razinu stresa korisnika.

Sustav prikuplja zvukovne podatke i fiziološke signale na temelju kojih se određuje intenzitet mucanja i razina stresa. Fiziološki signali prikupljaju se radi određivanja razine stresa korisnika i moraju se mjeriti neinvazivnom metodom radi udobnosti korisnika. Obrađeni podaci pohranjuju se lokalno na uređaj kako bi logoped kasnije te podatke mogao preuzeti i analizirati ih. Iako postoje sustavi koji mjere razne biomedicinske

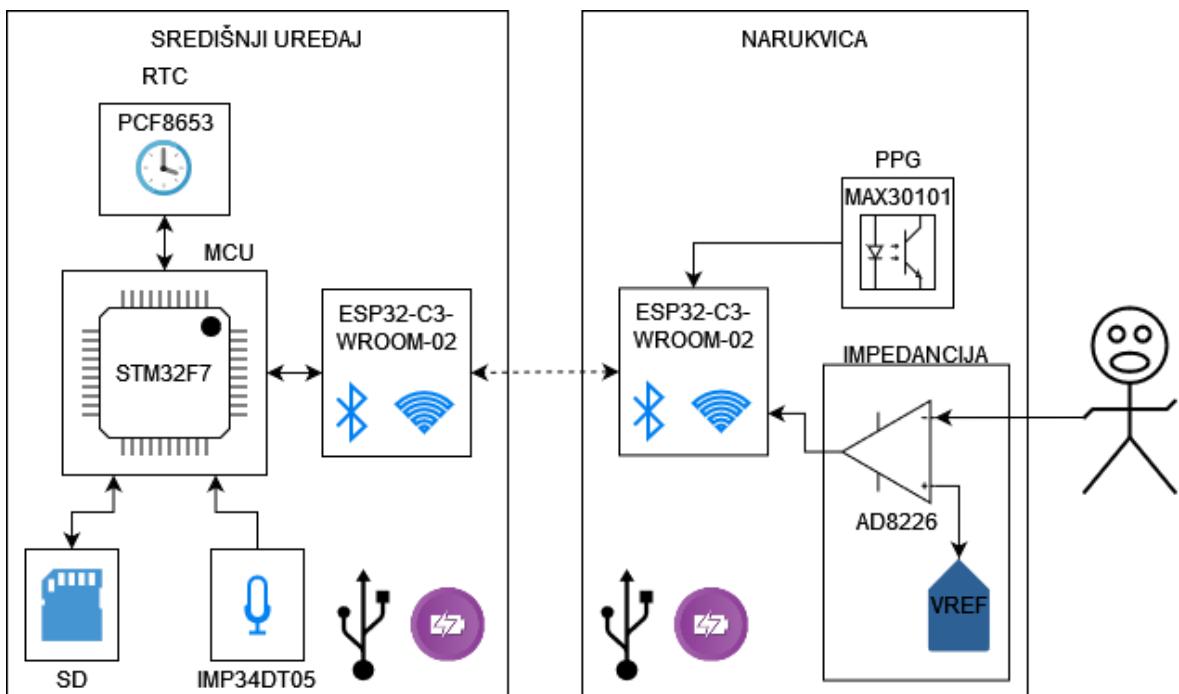
parametre, poput fitnes narukvica i pametnih satova, za sada ne postoji sustav koji objedinjuje mjerjenje fizioloških signala s govornim podacima u svrhu određivanja intenziteta muanja.

Radi zahtjeva na nosivost potrebno je napraviti prikladni sustav napajanja prateći trendove u nosivim uređajima, poput korištenja litij-ionskih baterija, mogućnost brzog punjenja, kompatibilnost s USB-C priključkom i male dimenzije uređaja.

U radu su opisani razlozi za odabir ključnih elektroničkih komponenti, proračun oscilatora, proračun potrošnje energije, metodologija mjerjenja biomedicinskih signala, prikupljanja zvučnih zapisa te postupak projektiranja, izrade i ispitivanja realiziranog uređaja.

2. Građa uređaja

Sustav se sastoji od dva uređaja koji zajedno rade u prikupljanju i obradi podataka. *Središnji uređaj* služi za snimanje, obradu i pohranu glasovnih podataka te obradu i pohranu fizioloških signala. Za snimanje fizioloških signala koristi se vlastito projektirana narukvica. Središnji uređaj i narukvica razmjenjuju podatke i naredbe putem Bluetooth protokola. Prikupljeni podaci se obrađuju s pomoću neuronske mreže koja se izvodi u stvarnom vremenu na mikrokontroleru, kako bi se utvrdio intenzitet mucanja. Blok dijagram sustava prikazan je na slici 2.1.



Slika 2.1. Blok dijagram sustava

Na središnjem uređaju nalazi se mikrokontroler (engl. *Microcontroller Unit*, MCU) za obradu podataka, MEMS (engl. *Micro-Electromechanical Systems*) mikrofon za snimanje govora korisnika, SD kartica za lokalnu pohranu podataka i integrirani sklop za praćenje

vremena (engl. *Real Time Clock*, RTC) za vremensku sinkronizaciju snimljenih govornih podataka i biomedicinskih podataka. Podaci će se pohranjivati lokalno na uređaj (SD karticu) kako bi logoped mogao kasnije preuzeti podatke te ih analizirati. Pri tome je važno napomenuti ulogu neuronske mreže na mikrokontroleru, koja može razlikovati korektan govor od mucanja te se izlaz iz neuronske mreže pohranjuje umjesto zvuka, kako bi se izbjegli mogući pravni problemi vezani uz privatnost osoba koje se mogu snimiti skupa s ispitanikom. Upravo je navedeni problem privatnosti i glavni razlog zašto se u trenutnoj kliničkim praksi naprsto ne koriste uređaji koji kontinuirano snimaju zvuk u svakodnevnim prilikama u kojima se nalazi ispitanik tijekom praćenja.

Narukvica mjeri brzinu otkucanja srca (engl. *Heart Rate*, HR) putem fotopletizmografskog senzora (engl. *photoplethysmography*, PPG) i impedanciju kože s pomoću instrumentacijskog pojačala. Promjena impedancije kože je dobar pokazatelj stresa kod ispitanika [3], a osobe s poremećajem tečnosti govora pokazuju značajno povećanje brzine otkucanja srca u stresnim situacijama u odnosu na osobe bez takvih poremećaja [4].

Oba uređaja sadržavaju sustav za bežičnu komunikaciju putem Wi-Fi ili Bluetooth sučelja, baterijsko napajanje i mogućnost punjenja. Zbog dobrih karakteristika i uobičajene primjene u sličnim uređajima, koristi se litij-ionska baterija i mogućnost punjenja putem USB-C sučelja.

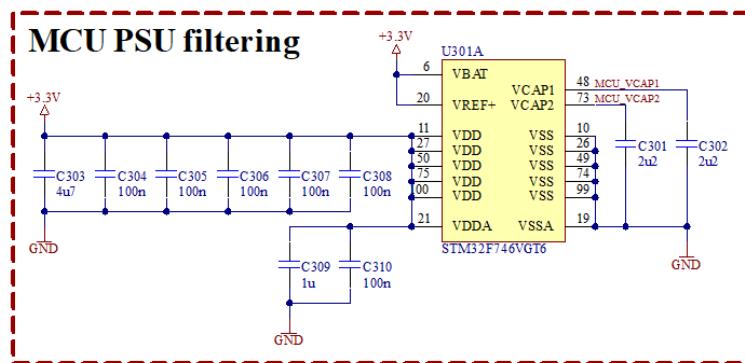
Zbog zahtjeva na nosivost uređaja, tiskane pločice (engl. *Printed Circuit Board*, PCB) imaju ograničenje na dimenzije, ali s obzirom da se radi o prototipu uređaji će sadržavati ispitne točke i dovoljno velike komponente kako bi eventualna prerada pločice bila lakša. Izrađene pločice su uzimale u obzir kompromise da se ispune ta dva zahtjeva.

Najprije je izrađen središnji sustav kako bi se ispitala mogućnost prikupljanja glasovnih podataka i sustav za napajanje, na temelju čega je u drugom koraku izrađena narukvica da bi se upotpunila tražena funkcionalnost sustava.

3. Središnji uređaj

3.1. Mikrokontroler

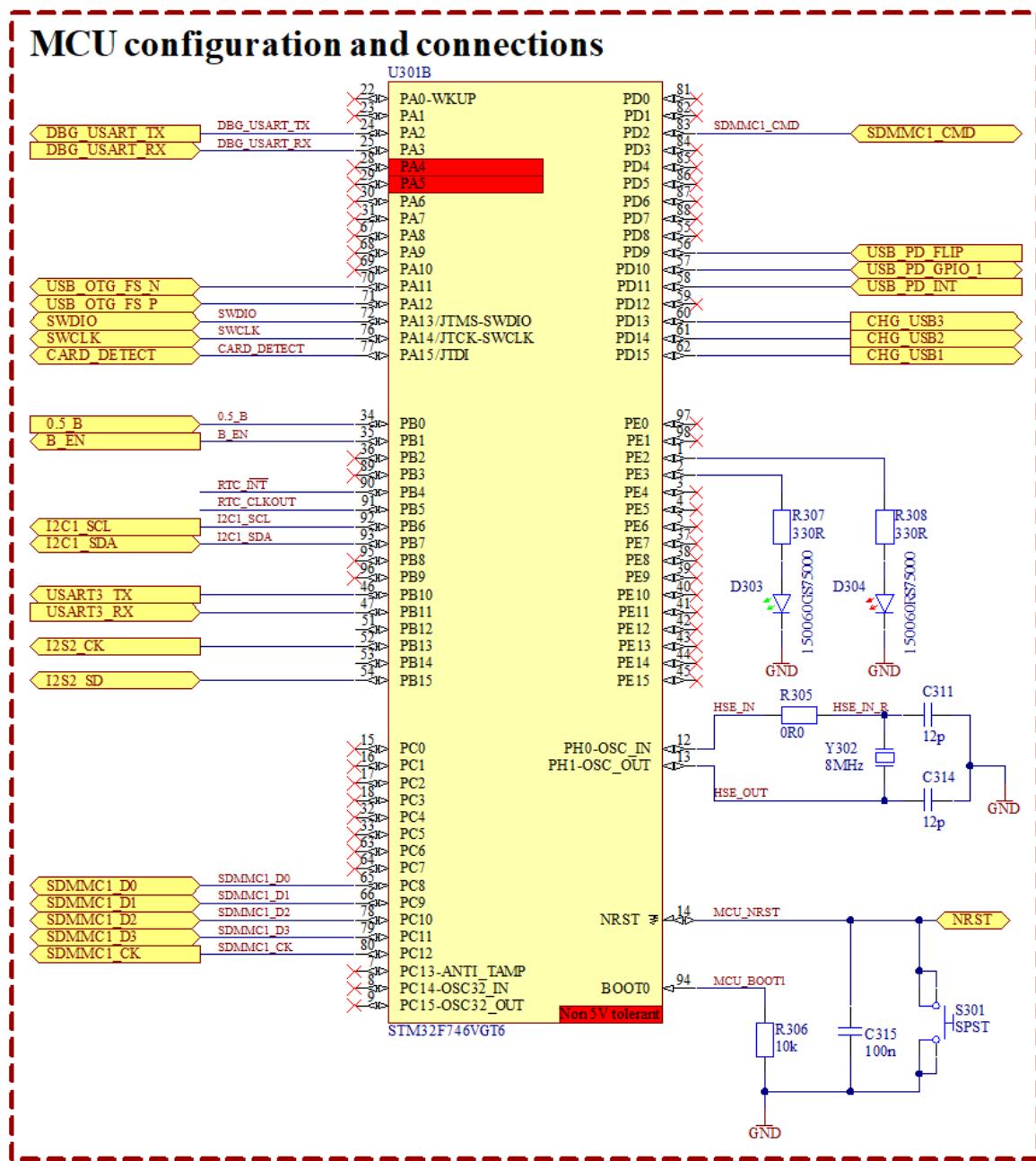
Kao glavna procesorska jedinica središnjeg uređaja odabran je mikrokontroler STM32F746VG temeljen na Cortex-M7 arhitekturi koji integrira funkcionalnosti digitalne obrade signala, sadrži sve potrebne periferije za integriranje s ostatom sustava i ima dovoljno procesorske snage za obavljanje zadataka, primarno za izvođenje razmjerno zahtjevne neuronske mreže. Također, s obzirom da je programska potpora u okviru drugog rada razvijena koristeći razvojni sustav NUCLEO-F746ZG, spomenuti mikrokontroler odabran je radi kompatibilnosti s razvijenom programskom potporom. Električna shema napajanja mikrokontrolera prikazana je na slici 3.1., a električna shema spajanja mikrokontrolera s ostatom sustava prikazana je na slici 3.2.



Slika 3.1. Električna shema napajanja mikrokontrolera

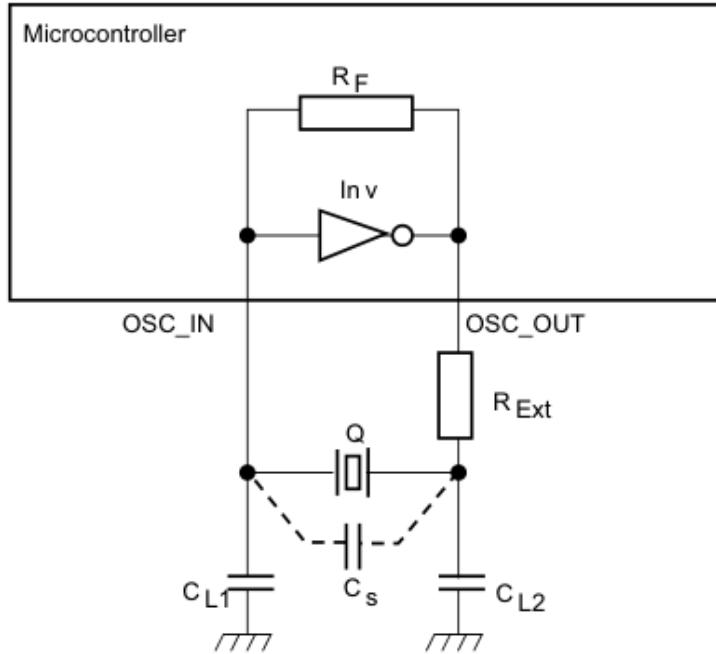
Električna shema napajanja napravljena je prema uputama proizvođača [5]. S obzirom da na ovoj ploči nema analognih signala, nije potrebno raditi analogno-digitalnu pretvorbu pa su priključci za napajanje analognog dijela mikrokontrolera spojeni s priključcima za napajanje digitalnog dijela. Također, nije potrebna precizna naponska referenca, a baterijskim napajanjem će upravljati vanjski integrirani sklop pa su ta dva

priklučka spojeni na napajanje od 3,3 V.



Slika 3.2. Električna shema periferije mikrokontrolera

Postavljene su dvije svjetleće diode za pomoć pri programiranju i tipka za reset mikrokontrolera. Kod određivanja potrebnih priključaka za referencu je korišteno razvojno okruženje STM32CubeIDE. Dizajn oscilatora opisan je u priručniku proizvođača STMicroelectronics [6]. Oscilator koji mikrokontroler koristi je Pierceov oscilator (slika 3.3.).



Slika 3.3. Električna shema Piercovog oscilatora [6]

3.1.1. Pierceov oscilator

Pierceov oscilator se sastoji od invertera Inv , koji radi kao pojačalo, kristala Q , otpornika u povratnoj vezi R_F , vanjskog otpornika za ograničenje izlazne struje invertera R_{Ext} , vanjskih opteretnih kapaciteta C_{L1} i C_{L2} , parazitskog kapaciteta tiskane pločice i kapaciteta između priključaka mikrokontrolera C_s .

Uloga otpornika R_F je da inverter dovede u način rada kada se ponaša poput pojačala. Otpornik povratne veze je spojen između izlaza i ulaza pojačala čime se ulaz i izlaz drže na istom naponu i osigurava se da pojačalo radi u linearном području rada. Ovaj otpornik je integriran u mikrokontroleru zajedno s pojačalom.

Opteretni kapacitet je ukupni kapacitet povratne veze oscilatora i mora biti jednak kapacitetu između priključaka kristala kako bi oscilator prooscilirao. Opteretni kapacitet specificira proizvođač kristala i označava se s C_L . Vanjskim kondenzatorima C_{L1} i C_{L2} se postavlja opteretni kapacitet povratne veze kako bi odgovarao opteretnom kapacitetu kristala. Opteretni kapacitet se računa prema sljedećoj jednadžbi:

$$C_L = \frac{C_{L1} \cdot C_{L2}}{C_{L1} + C_{L2}} + C_s \quad (3.1)$$

Kod dizajna oscilatora potrebno je izračunati kritično pojačanje petlje:

$$g_{mcrit} = 4 \cdot ESR \cdot (2\pi f)^2 \cdot (C_0 + C_L)^2 \quad (3.2)$$

gdje je f frekvencija oscilatora, ESR serijski otpor kristala i C_0 serijski kapacitet kristala. Ovaj parametar je potrebno izračunati kako bi se moglo provjeriti hoće li se oscilator upaliti i prooscilirati. Dobiveni podatak se uspoređuje sa specificiranim vrijednostima transvodljivosti g_m u dokumentaciji mikrokontrolera. Da bi oscilator proradio mora se proračunati margina pojačanja i treba vrijediti:

$$gain_{margin} = \frac{g_m}{g_{mcrit}} > 5 \quad (3.3)$$

Kako ne bi došlo do kvara kristala potrebno je ograničiti snagu koja se na njemu disipira s pomoću vanjskog otpornika R_{Ext} . Maksimalna snaga koja se može disipirati na kristalu naznačena je u dokumentaciji proizvođača. Ovaj otpornik s kondenzatorom C_{L2} formira niskopropusni filter kako bi oscilator proradio na osnovnoj frekvenciji, a ne na višim harmonicima. Ako snaga disipirana na kristalu bude veća od maksimalne dozvoljene, onda je vanjski otpornik obavezan i mora se proračunati, u suprotnom ga nije potrebno stavljati. Vrijednost otpornika se računa na sljedeći način:

$$R_{Ext} = \frac{1}{2\pi f C_{L2}} \quad (3.4)$$

3.1.2. Dizajn oscilatora

Oscilator je vidljiv na slici 3.2. Odabran je kristal NX8045GB proizvođača NDK. Njegove karakteristike su sljedeće:

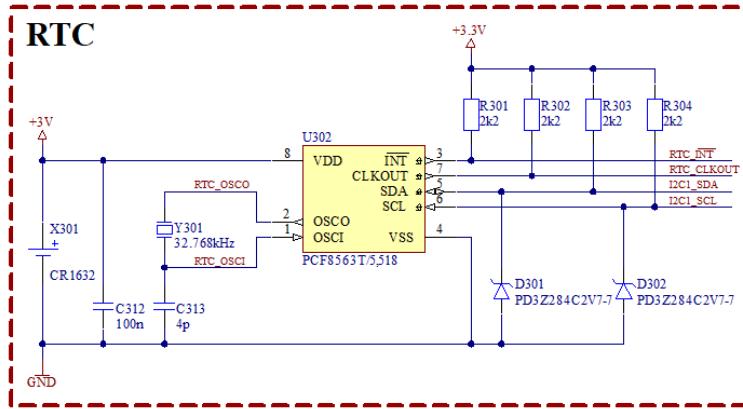
- $C_L = 8 \text{ pF}$
- $ESR = 200 \Omega$
- $f = 8 \text{ MHz}$

C_0 nije naznačen pa se uzima vrijednost 0. Uzimajući za parazitni kapacitet $C_s = 2 \text{ pF}$ i koristeći formula 3.1 dobiju se vrijednosti kondenzatora $C_{L1} = C_{L2} = 12 \text{ pF}$.

Odabir parazitnog kapaciteta je približan jer se ne može znati unaprijed bez mjerenja dovršene tiskane pločice. Kod odabira kondenzatora potrebno je obratiti pažnju na dielektrik kondenzatora i tolerancije. Kako bi frekvencija oscilatora bila što stabilnija, potrebno je koristiti temperaturno stabilan dielektrik, odnosno kondenzatore klase 1. Korišteni kondenzatori imaju C0G dielektrik. Koristeći jednadžbu 3.2 dobiva se $g_{mcrit} = 0,1294 \text{ mA/V}$. Iz dokumentacije mikrokontrolera se dobiva $g_m = 1 \text{ mA/V}$. Iz uvjeta 3.3 dobiva se $gain_{margin} = 7,73$, čime je uvjet zadovoljen. S obzirom da nije moguće odrediti koliko će se kristal grijati, za vanjski otpornik postavljen je otpornik vrijednosti 0Ω pa u slučaju prevelike disipacije snage na kristalu moguće je na njegovo mjesto zalemiti otpornik odgovarajuće vrijednosti prema jednadžbi 3.4

3.2. Sat realnog vremena (RTC)

S obzirom da uređaj treba uskladiti podatke s mikrofona i narukvice, potrebno je precizno praćenje vremena. U tu svrhu dodan je vanjski RTC PCF8653 proizvođača NXP [7]. Za ovaj integrirani sklop postoji već razvijena programska podrška u ZephyrOS operacijskom sustavu za rad u stvarnom vremenu pa je razvoj programske potpore za uređaj znatno olakšan. Električna shema RTC-a prikazana je na slici 3.4. S obzirom da se litij-



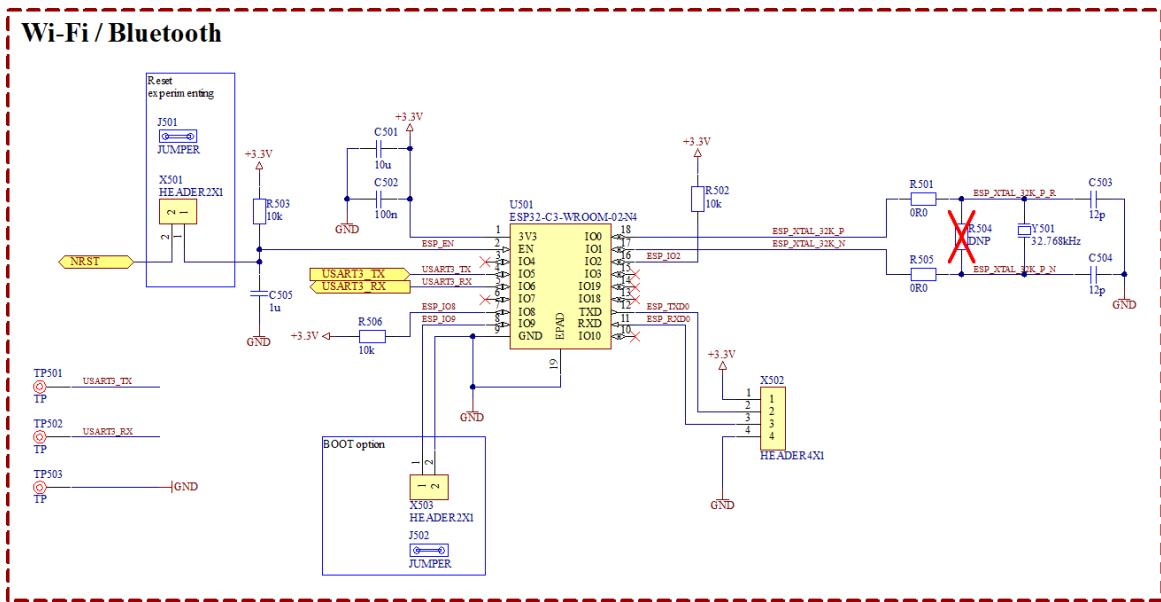
Slika 3.4. Električna shema RTC-a

ionska baterija, koja napaja cijeli uređaj, može isprazniti, otkopčati ili na neki drugi način se može prekinuti napajanje s vanjske baterije, RTC se napaja iz litijске baterije kako praćenje vremena ne bi bilo izgubljeno. S obzirom da je napon litijске baterije 3 V, a napon ostatka sustava 3,3 V, na I²C linije dodane su Zener diode s probojnim naponom od 2,7 V, čime se maksimalni napon ograničava kako ne bi došlo do oštećenja integriranog sklopa

tijekom komunikacije s mikrokontrolerom.

3.3. Bežična komunikacija

Električna shema podsustava za bežičnu komunikaciju prikazana je na slici 3.5. Radi lakšeg razvoja odabran je razvojni sustav ESP32-C3-WROOM-02 proizvođača Espressif Systems. Električna shema je razvijena prema preporukama proizvođača [8]. Dodan je još jedan kratkospojnik za ispitivanje funkcionalnosti reseta sustava.

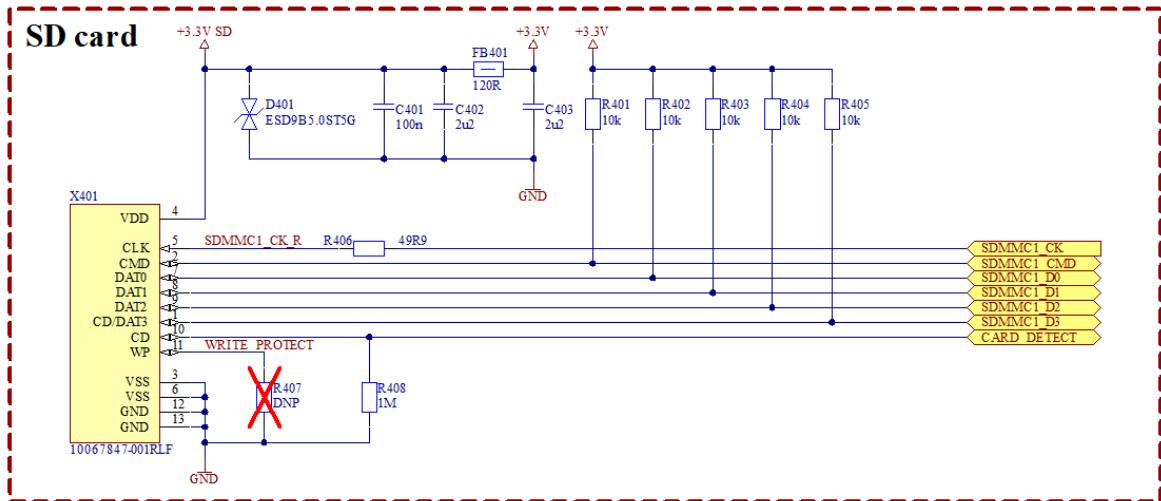


Slika 3.5. Električna shema podsustava za bežičnu komunikaciju

3.4. SD kartica i konektori

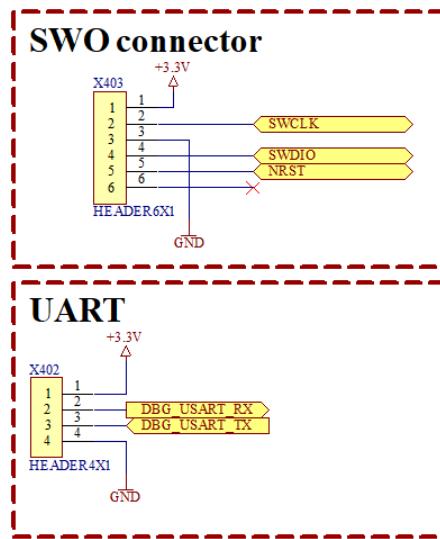
Za pohranu podataka na uređaju se nalazi SD kartica standardne veličine. Razlog oda-bira ove veličine jest taj da uređaj onda podržava i standardnu SD karticu i adapter za SD kartice manje veličine. Električna shema SD konektora prikazana je na slici 3.6. Konektor ima ESD zaštitu u obliku diode D401 i filtriranje napajanja putem mreže koja se sastoji od kondenzatora i feritne perle. Na svim komunikacijskim linijama se nalaze pritezni otpornici, a linija za takt ima terminacijski otpor od $49,9 \Omega$ kako bi se suzbila refleksija. Kako CD priključak za detekciju spojene kartice ne bi ostao na plutajućem potencijalu dodan je pritezni otpornik od $1 M\Omega$. Razlog odabira tako velikog otpora je unutarnji pritezni otpornik prema napajanju na SD karticama pa se velikim otporom

suzbija efekt naponskog djelila.



Slika 3.6. Električna shema konektora SD kartice

Za upisivanje korisničkog programa u Flash memoriju mikrokontrolera potreban je konektor za SWO (engl. *Serial Wire Output*) sučelje. Dodatno, za testiranje programske podrške i komunikaciju s računalom potreban je konektor za UART (engl. *Universal Asynchronous Receiver-Transmitter*) sučelje. Sheme konektora prikazane su na slikama 3.7.



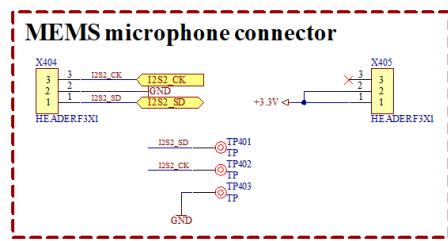
Slika 3.7. Električna shema konektora za UART i SWO sučelje

Za mikrofon se koristi evaluacijska pločica STEVAL-MIC003V1 (slika 3.8.) na kojoj se nalazi MEMS mikrofon IMP34DT05 proizvođača STMicroelectronics [9]. Za ovaj mikrofon također postoji razvijena programska podrška unutar ZephyrOS operacijskog sustava

za rad u stvarnom vremenu. Ove evaluacijske pločice na sebi imaju montirane muške konektore s razmakom od 7 mm, pa se ovdje koriste ženski konektori (slika 3.9.). Kraj



Slika 3.8. STEVAL-MIC003V1 [9]



Slika 3.9. Konektori za MEMS

konektora su postavljene ispitne točke za promatranje signala putem logičkog analizatora u slučaju da postoje poteškoće tijekom programiranja ili rada.

3.5. Napajanje

Nakon što su odabrane sve potrebne komponente za postizanje pune funkcionalnosti sustava, moglo se projektirati i prikladno napajanje. Prvo je bilo potrebno proračunati potrošnju sustava, a potom odabratи komponente napajanja koje mogu zadovoljiti traženu potrošnju sustava na što efikasniji način.

3.5.1. Proračun potrošnje

Napravljena je tablica potrošnje za sustave koji se napajaju s 3,3 V (tablica 3.1.). Za maksimalne i minimalne vrijednosti potrošnje uzeti su podaci iz dokumentacije komponenata, a prosječna potrošnja procjenjena je približno jer je nemoguće znati prosječnu potrošnju

bez mjerena u stvarnim uvjetima rada. Na temelju ovih podataka se može odrediti za ko-

Tablica 3.1. Potrošnja struje za sustave koji se napajaju sa 3,3 V

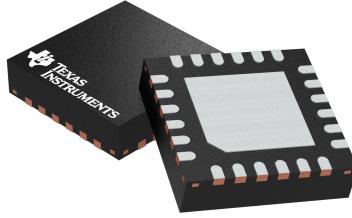
	Min. [mA]	Avg. [mA]	Max. [mA]
MCU	0,00	60,00	320,00
RTC	0,00	0,80	50,00
SD Card	1,25	25,00	100,00
MEMS	0,00	0,65	10,00
Wireless	13,00	82,00	350,00
Total on SYS	14,25	168,45	830,00

liku snagu napajanje mora biti projektirano. Maksimalna struja je manja od 1 A, a uređaj nikada neće dostići toliku razinu potrošnje jer se neće koristiti sve mogućnosti najvećih potrošača (mikrokontroler i bežična komunikacija). S obzirom da korisnik neće cijelo vrijeme pričati sustav će ući u mirovanje, a prosječna struja će onda biti još manja. Imajući na umu sve navedeno, procjenjuje se da će baterija od kapaciteta 2 Ah biti dovoljna. Tek nakon ove analize moglo su biti odabrane sve prikladne komponente za napajanje.

3.5.2. Baterija i punjač baterije

Za punjač baterije odabran je BQ24166 proizvođača Texas Instruments (slika 3.10.). Ovaj integrirani sklop u sebi ima integriran sustav za upravljanje tokom snage [10]. BQ24166 se može napajati s dva ulaza, ulaza za USB ili ulaza za druge vrste napajanja (AC/DC adapter, DC laboratorijski izvor napajanja, itd.), a da pritom u isto vrijeme puni bateriju i na svom izlazu daje napon baterije, s tim da izlazni napon neće pasti ispod 3,5 V. U tu svrhu u integrirani sklop je ugrađen silazni prekidački regulator napona, kako bi se kod punjenja baterije konstantnim naponom dobio izlazni napon od 4,2 V potreban za punjenje. Ako na ulaz integriranog sklopa nije spojeno ništa, onda se na izlaz izravno prosljeđuje napon baterije. U slučaju da napon baterije padne ispod 3,5 V, a da pritom ništa nije spojeno na ulaz integriranog sklopa, izlazni napon se regulira na 3,5 V, čime se baterija može u potpunosti iskoristiti. Ovaj integrirani sklop također ima ugrađene zaštite od prenapona, a jednim otpornikom moguće je i programirati prekostrujnu zaštitu. Također je jednim otpornikom moguće i programirati maksimalnu struju punjenja baterije.

Električna shema baterijskog punjača prikazana je na slici 3.11. Blokadni kondenzatori su postavljeni prema uputama proizvođača, a potrebno je bilo odabrati odgovara-



Slika 3.10. BQ24166 u QFN kućištu [10]

juće otpornike za programiranje prekostrujne zaštite i maksimalne struje punjenja, kao i prikladnu zavojnicu. Kako bi se navedene komponente odabrale na odgovarajući način, potrebno je znati izlaznu struju iz punjača.

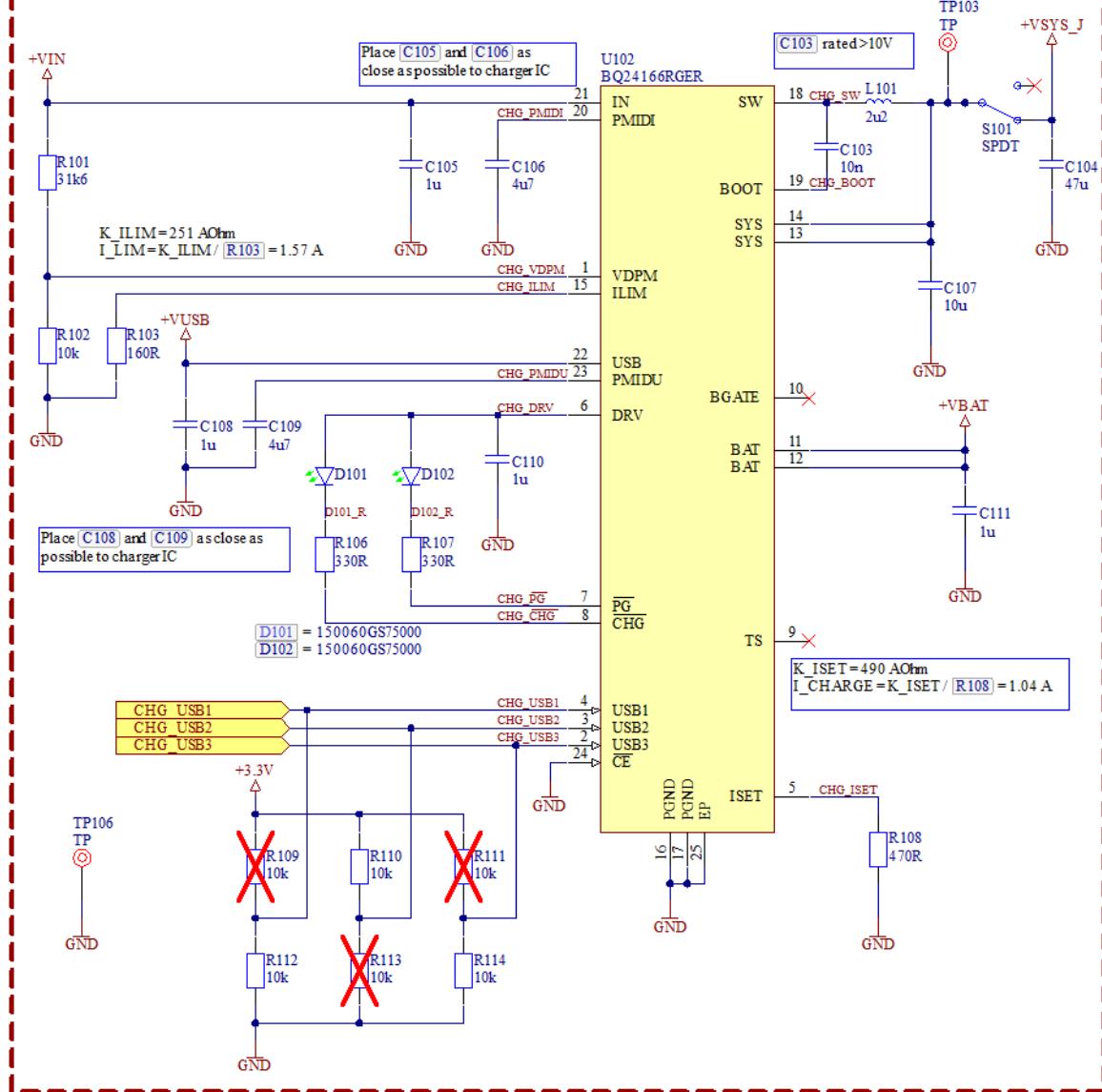
Na izlazu punjača se nalazi linearni regulator napona s niskim padom napona (190 mV na struci od 1,5 A) koji regulira napon na 3,3 V (slika 3.13.). Imajući na umu da je ulazna struja linearног regulatora otprilike ista kao i izlazna struja, dobiva se izlazna struja baterijskog punjača, što odgовара proračunu iz tablice 3.1., a to je ujedno i struja koju daje baterija. Proizvođač preporuča zavojnice vrijednosti $2,2 \mu\text{H}$ za slučaj manje valovitosti struje i manjeg ograničenja na prostor i $1,5 \mu\text{H}$ u slučaju manjeg ograničenja na valovitost i većeg ograničenja na prostor. Ovdje je odabrana vrijednost od $2,2 \mu\text{H}$, a zavojnica je odabrana tako da su struje zasićenja zavojnice i maksimalna struja koju zavojnica može podnijeti veće od dvostrukog izlaznog strujnog ograničenja, što je slučaj najveće valovitosti.

Tablica 3.2. Ograničenja struje USB-a [10]

IUSB3	IUSB2	IUSB1	Ograničenje ulazne struje	Minimalni napon
0	0	0	100 mA	4,28 V
0	0	1	500 mA	4,44 V
0	1	0	1,5 A	4,44 V
0	1	1	Visoka impedancija	Nikakav
1	0	0	150 mA	4,28 V
1	0	1	900 mA	4,44 V
1	1	0	800 mA	4,44 V
1	1	1	Visoka impedancija	Nikakav

Radi potreba testiranja dodani su pritezni otpornici na priključcima USB1, USB2 i USB3. Ovisno o logičkim razinama na tim priključcima moguće je ograničiti struju na ulazu za USB. Razne konfiguracije ograničenja struje prikazane su u tablici 3.2. Uobičajeno ograničenje u ovom slučaju je 1,5 A.

Battery charger



Slika 3.11. Električna shema baterijskog punjača

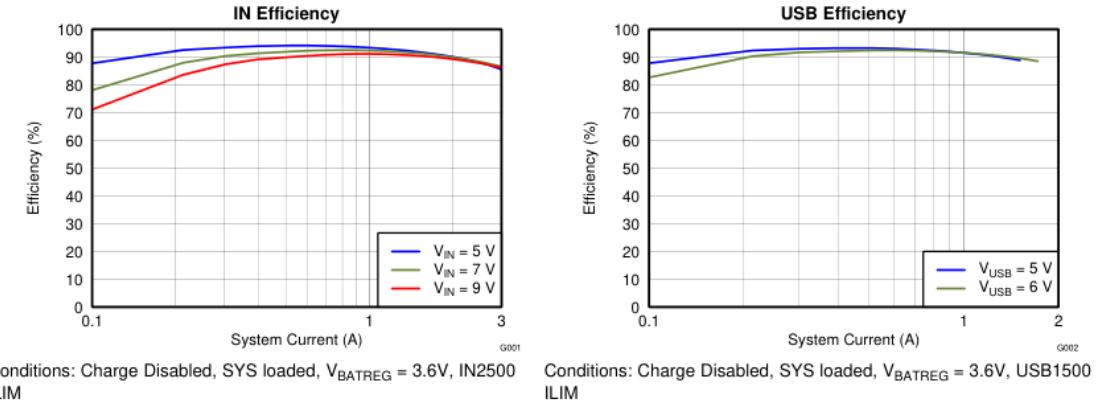
Da bi se dobila maksimalna ulazna struja punjača potrebno je uzeti u obzir najgori mogući slučaj: baterija je odspojena, potrošnja sustava je maksimalna. Unutar punjača se nalazi silazni pretvarač, dakle vrijedi:

$$P_{IZ} = \eta \cdot P_{UL} \quad (3.5)$$

$$U_{IZ} \cdot I_{IZ} = \eta \cdot U_{UL} \cdot I_{UL} \quad (3.6)$$

gdje je U_{IZ} i I_{IZ} izlazni napon, odnosno struja, U_{UL} i I_{UL} , ulazni napon, odnosno struja, a η učinkovitost. Provjerom dokumentacije proizvođača, može se uzeti efikasnost od 90 %

(slika 3.12.).

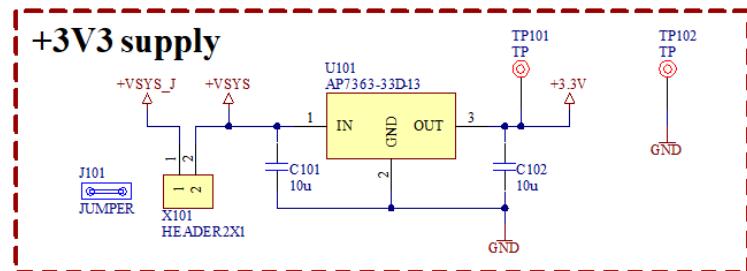


Slika 3.12. Ovisnost efikasnosti o izlaznoj struji punjača [10]

Iz jednadžbe 3.6 se sada može dobiti izraz za ulaznu struju:

$$I_{UL} = \frac{\eta \cdot U_{IZ} \cdot I_{IZ}}{U_{UL}} \quad (3.7)$$

Iz jednadžbe 3.7 je vidljivo da će ulazna struja biti najveća kada je ulazni napon što manji, što u ovom slučaju iznosi 5 V. Za izlazni napon se također uzima najgori slučaj od 4,2 V. Sada se za maksimalnu ulaznu struju punjača uz odspojenu bateriju dobiva iznos od $I_{UL,BATOFF} = 627,48$ mA.



Slika 3.13. Linearni regulator napona

Imajući na umu da će do maksimalne potrošnje doći rijetko, ako uopće, i činjenicu da će sustav imati mogućnost ulaska u način rada mirovanja, može se uzeti kapacitet baterije od 2 Ah, čime se postiže balans trajanja baterije i cijene. U tom slučaju dovoljno je ograničiti punjenje baterije na 1 A, a izračun otpornika je vidljiv na shemi (slika 3.11.). Odgovarajuće konstante za izračun otpornika su dobivene iz dokumentacije proizvođača. Sada je isto pomoću jednadžbe 3.7 moguće izračunati ulaznu struju;

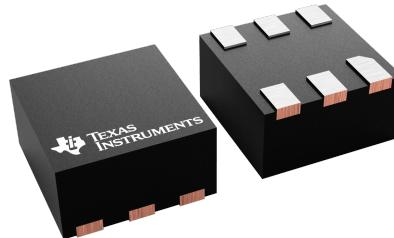
$I_{UL,BATCHG} = 756 \text{ mA}$. Ukupna maksimalna ulazna struja je stoga:

$$I_{UL,MAX} = I_{UL,BATCHG} + I_{UL,BATOFF} = 1.38 \text{ A} \quad (3.8)$$

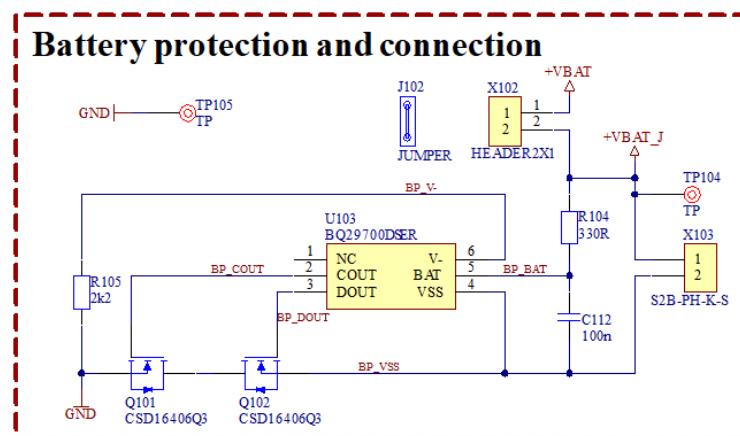
Uz dodatak sigurnosne zalihosti, za prekostrujnu zaštitu se uzima 1,5 A. Za potrebe testiranja i otklanjanje eventualnih grešaka na ulaz linearnog regulatora dodan je kratkospojnik.

3.5.3. Baterijska zaštita

S obzirom na mnoge opasnosti vezane uz korištenje litij-ionskih baterija, potrebno je dizajnirati prikladnu zaštitu za bateriju. U tu svrhu odabran je BQ29700 proizvođača Texas Instruments, prikazan na slici 3.14. Ovaj integrirani sklop ima zaštitu baterije od preniskog i previsokog napona, prejake struje pražnjenja i punjenja te kratkog spoja. Električna shema sklopa za zaštitu baterije prikazana je na slici 3.15. Otpornici i kon-



Slika 3.14. BQ29700 [11]



Slika 3.15. Električna shema sklopa za zaštitu baterije

denzatori su odabrani prema preporukama proizvođača, dok se tranzistori biraju prema

potrebama sustava tijekom dizajna [12]. Napon baterije se mjeri putem BAT i VSS priključaka integriranog sklopa. U slučaju previsokog napona isključuje se tranzistor Q101, a u slučaju preniskog napona isključuje se tranzistor Q102. Struja se mjeri putem priključaka V- i VSS, dakle putem otpora tranzistora Q101 i Q102. U slučaju prevelike struje pražnjenja ili kratkog spoja isključuje se tranzistor Q102, a u slučaju prevelike struje punjenja isključuje se tranzistor Q101.

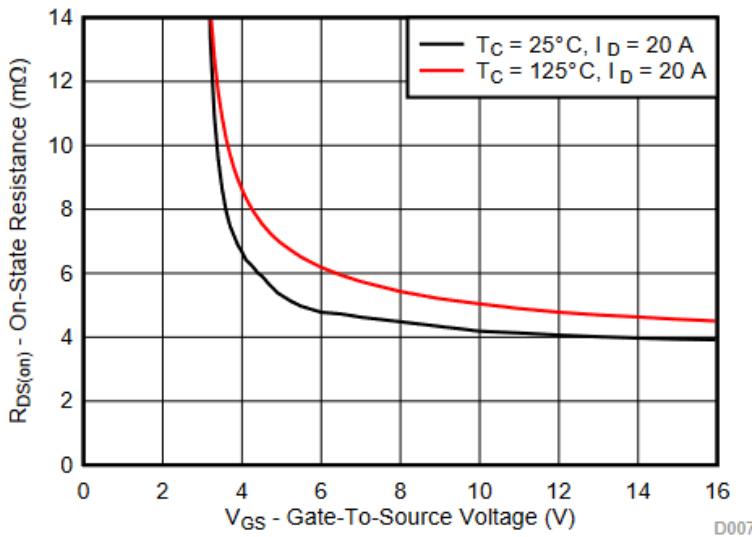
Tablica 3.3. Pragovi aktiviranja zaštite za bateriju [12]

	Previsok napon	Prenizak napon	Previsoka struja punjenja	Previsoka struja pražnjenja	Struja kratkog spoja
Prag [V]	4,275	2,800	-0,100	0,100	0,5

U tablici 3.3. navedeni su pragovi napona na kojima se aktivira zaštita baterije. Ako su oba tranzistora jednaka, onda za struju kroz tranzistor vrijedi:

$$I_Q = \frac{U_{TH}}{2 \cdot R_{DS(on)}} \quad (3.9)$$

gdje je U_{TH} napon praga, a $R_{DS(on)}$ otpor jednog tranzistora. U dokumentaciji proizvođača navodi se da tranzistor mora podržavati napon između upravljače elektrode i uvoda u iznosu od $U_{GS} = 3,5$ V. Iz grafa ovisnosti $R_{DS(on)}$ o U_{GS} prikazanog na slici 3.16. može se isčitati vrijednost otpora od $R_{DS(on)} = 7,5$ mΩ.



Slika 3.16. Graf ovisnosti otpora o naponu između upravljačke elektrode i uvoda tranzistora CSD16406Q3 [13]

Zaštita baterije će se aktivirati u sljedećim uvjetima:

- previsoka struja punjenja $I_{OCC} = 6,67 \text{ A}$,
- previsoka struja pražnjenja $I_{OCD} = 6,67 \text{ A}$,
- struja kratkog spoja $I_{SCD} = 33,33 \text{ A}$.

Ovo je dizajn napravljen po uzoru na dokumentaciju proizvođača, u kojoj je naveden primjer za dizajn zaštite s parametrima navedenim i tablici 3.4. Ovaj dizajn je preuzet radi užurbanog procesa dizajna, kako bi se što prije mogao dobiti prototip za ispitivanje programske podrške. Očito je da je ovaj tranzistor loš odabir za ovaj slučaj. Pragovi

Tablica 3.4. Parametri dizajna iz dokumentacije proizvođača [12]

Parametar	Vrijednost
Raspon ulaznog napona	4,5 V do 7 V
Maksimalna struja pražnjenja	7 A
Maksimalna struja punjenja	4,5 A

struja na kojima će se zaštita aktivirati su previsoki i može doći do oštećenja sklopovlja ili baterije dogodi li se situacija kada zaštita mora proraditi. Ispravan način proračuna i odabira tranzistora bit će demonstriran u poglavljiju vezanom uz izradu narukvice.

3.6. USB napajanje

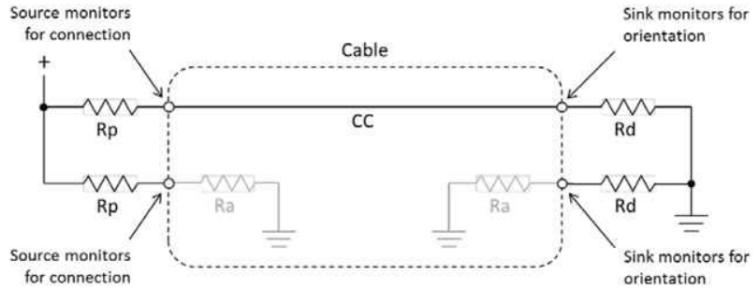
S novim inačicama USB sučelja povećavala se snaga koju je USB port kao izvor napajanja mogao dati. Tablica 3.5. prikazuje snage koje razne verzije USB sučelja mogu dati. Korisnik obično ne vodi računa na koju verziju sučelja spaja svoj uređaj, a s obzirom na

Tablica 3.5. Maksimalni naponi, struje i snage raznih verzija USB sučelja [14]

Verzija	Maksimalni napon	Maksimalna struja	Maksimalna snaga
USB 2.0	5 V	500 mA	2,5 W
USB 3.0 i USB 3.1	5 V	900 mA	4,5 W
USB BC 1.2	5 V	1,5 A	7,5 W
USB Type-C 1.2	5 V	3 A	15 W
USB PD 3.0	20 V	5 A	100 W

standardizirani oblik USB A priključka korisnik može spojiti uređaj na bilo koju verziju sučelja. Tako može doći do problema u radu uređaja ako je uređaju potrebno 15 W, a port

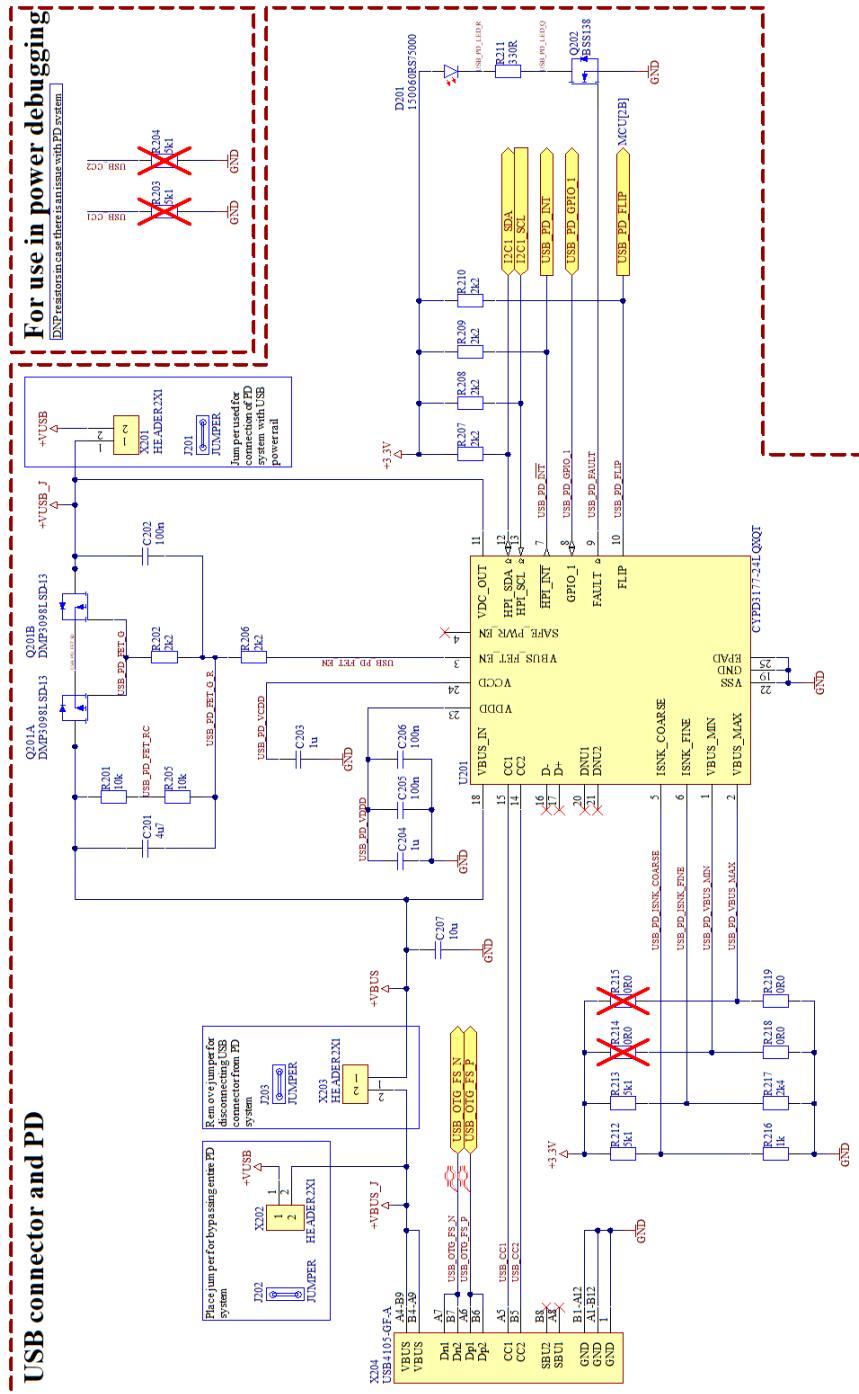
na koji je korisnik spojio uređaj može dati najviše 2,5 W. Iz tog razloga USB C priključak sadržava konfiguracijske kanale, odnosno CC linije (engl. *Configuration Channels*), putem kojih uređaj i izvor mogu razmijeniti podatak o potreboj snazi. Način na koji CC linije funkcioniraju je prikazan na slici 3.17. Izvor sadržava pritezne otpornike na napajanje spojene na CC linije, dok uređaj, odnosno ponor, na CC linije ima spojene pritezne otpornike na masu. Uredaj promatra CC linije kako bi zaključio kako je kabel orijentiran, dok izvor promatra napon na CC linijama, odnosno na naponskom djelilu. Mjereći napon izvor može zaključiti koliku snagu traži uređaj. Dakle, najjednostavniji način za USB napajanje uređaja je spojiti par priteznih otpornika na masu, čime se traži fiksna vrijednost snage. Međutim, uređaj koji se izrađuje u ovom radu mora imati sposobnost napajanja iz više vrsta izvora te je potrebno nešto kompleksnije rješenje.



Slika 3.17. Prikaz načina rada CC linija [14]

Radi toga je bilo potrebno projektirati sklopolje koje će moći zatražiti snagu od izvora, a koje će potom uključiti USB napajanje ako izvor može dati tu snagu, odnosno držati isključenim ako ne može. Postoji niz integriranih krugova koji to mogu napraviti, a za rješenje u ovom radu odabran je CYPD3177 tvrtke Cypress Technologies. Električna shema USB napajanja prikazana je na slici 3.18. Ovaj integrirani sklop sadrži niz priteznih otpornika na priključcima CC1 i CC2 koji su spojeni izravno na USB konektor. Struja i napon koje će integrirani sklop zahtijevati namještaju se naponskim djelilima putem priključaka ISNK_COARSE, ISNK_FINE, VBUS_MIN i VBUS_MAX. Vrijednosti otpornika na shemi odabrane su prema savjetima proizvođača [15]. U ovom slučaju napon koji će se tražiti iznosi 5 V, a struja 1,5 A. Na temelju toga integrirani sklop postavlja prikladne vrijednosti otpora na CC linije. Ako izvor može dati zahtijevanu snagu, integrirani sklop postavlja priključak VBUS_FET_EN u visoku razinu, čiji je napon u visokom stanju jednak naponu koji se nalazi na USB priključku. Na taj se način uključuje vanjski P-MOSFET koji proslijedi napajanje s USB priključka. Otpori i kondenzatori

oko tranzistora služe za usporavanje rasta napona, čime se izbjegavaju neželjene tranzientne pojave. Za indikaciju neuspješnog dogovora između izvora i uređaja služi crvena svjetleća dioda D201. Za svrhe testiranja i otklanjanja grešaka predviđeni su kratkospojnici kojima se može odvojiti i preskočiti ovaj dio sklopolja. U tom slučaju potrebno je zalemiti otpornike R204 i R203 u vrijednosti od $5,1\text{ k}\Omega$, čime se traži snaga od 15 W (5 V, 3 A).



Slika 3.18. Električna shema USB napajanja

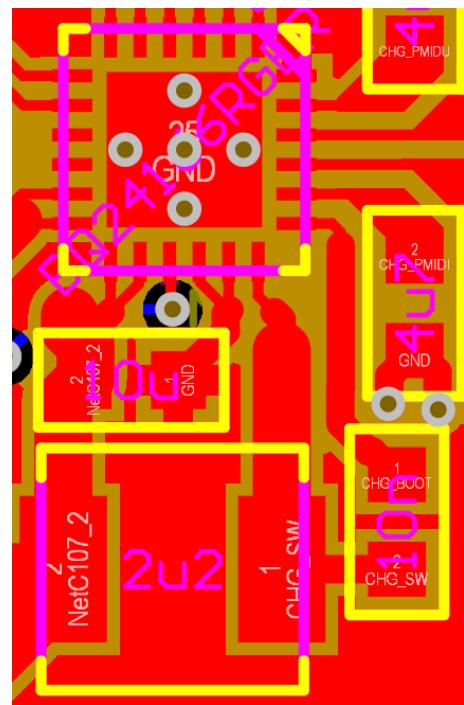
3.7. Opis tiskane pločice

Raspored slojeva tiskane pločice prikazan je na slici 3.19. Oba unutarnja sloja predstavljaju ispune za uzemljenje (engl. *Ground Plane*) kako bi se što bolje očuvao integritet signala na gornjem i donjem sloju. Ova konfiguracija je preuzeta s web stranice proizvođača pločice JLCPCB.

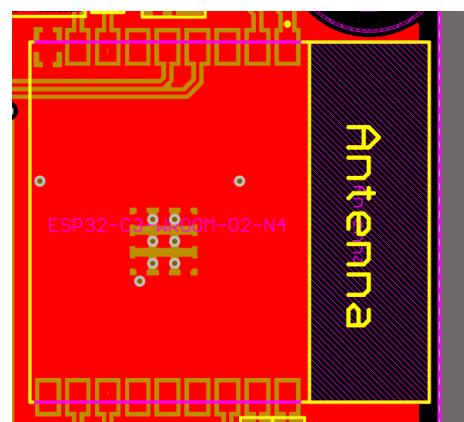
Stack Up		Layer Stack			
Layer	Board Layer Stack	Name	Material	Thickness	Constant
1		Top Overlay		0mm	
2		Top Mask	Solder Resist	0.015mm	38
3		Top Copper		0.035mm	
4		Dielectric 1	7628	0.2mm	46
5		GND		0.0175mm	
6		Core	FR-4	1.065mm	45
7		Signal Layer 2		0.0175mm	
8		GND	7628	0.2mm	46
9		Bottom Copper		0.035mm	
10		Bottom Mask	Solder Resist	0.015mm	38
11		Bottom Overlay		0mm	
Height : 1.6mm					

Slika 3.19. Raspored slojeva tiskane pločice

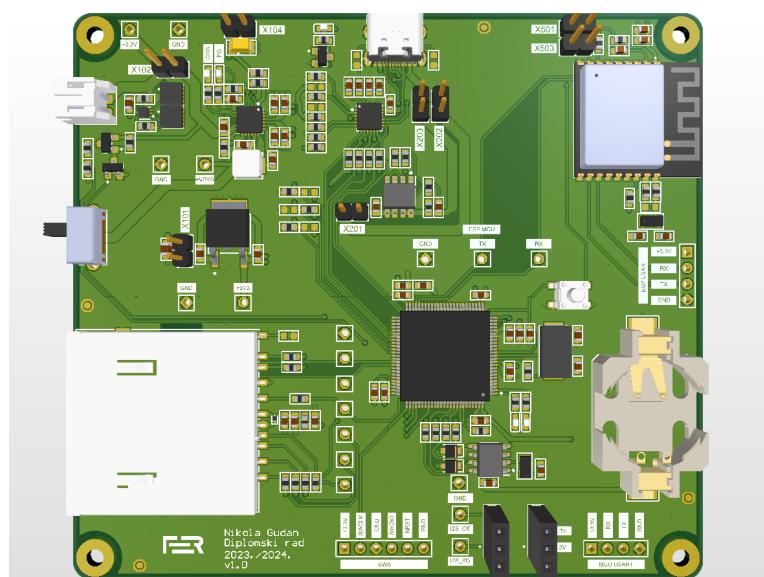
Tijekom projektiranja pločice bilo je potrebno posebno obratiti pažnju na smanjenje površine komutacijske petlje kod punjača (slika 3.20.) koju čine zavojnica L101 te kondenzatori C103 i C107 (slika 3.11.) kako bi se smanjile emitirane smetnje. Također je bilo potrebno obratiti pažnju na pozicioniranje antene i ispune za uzemljenje oko nje (slika 3.21.). Ovdje se može uočiti greška u projektiranju jer iako nema uzemljenja ispod antene, on se nalazi u okolini antene, što može predstavljati poteškoće u bežičnoj komunikaciji. 3D prikaz projektirane tiskane pločice može se vidjeti na slici 3.22.



Slika 3.20. Komutacijska petlja punjača



Slika 3.21. Antena na tiskanoj pločici



Slika 3.22. 3D prikaz tiskane pločice

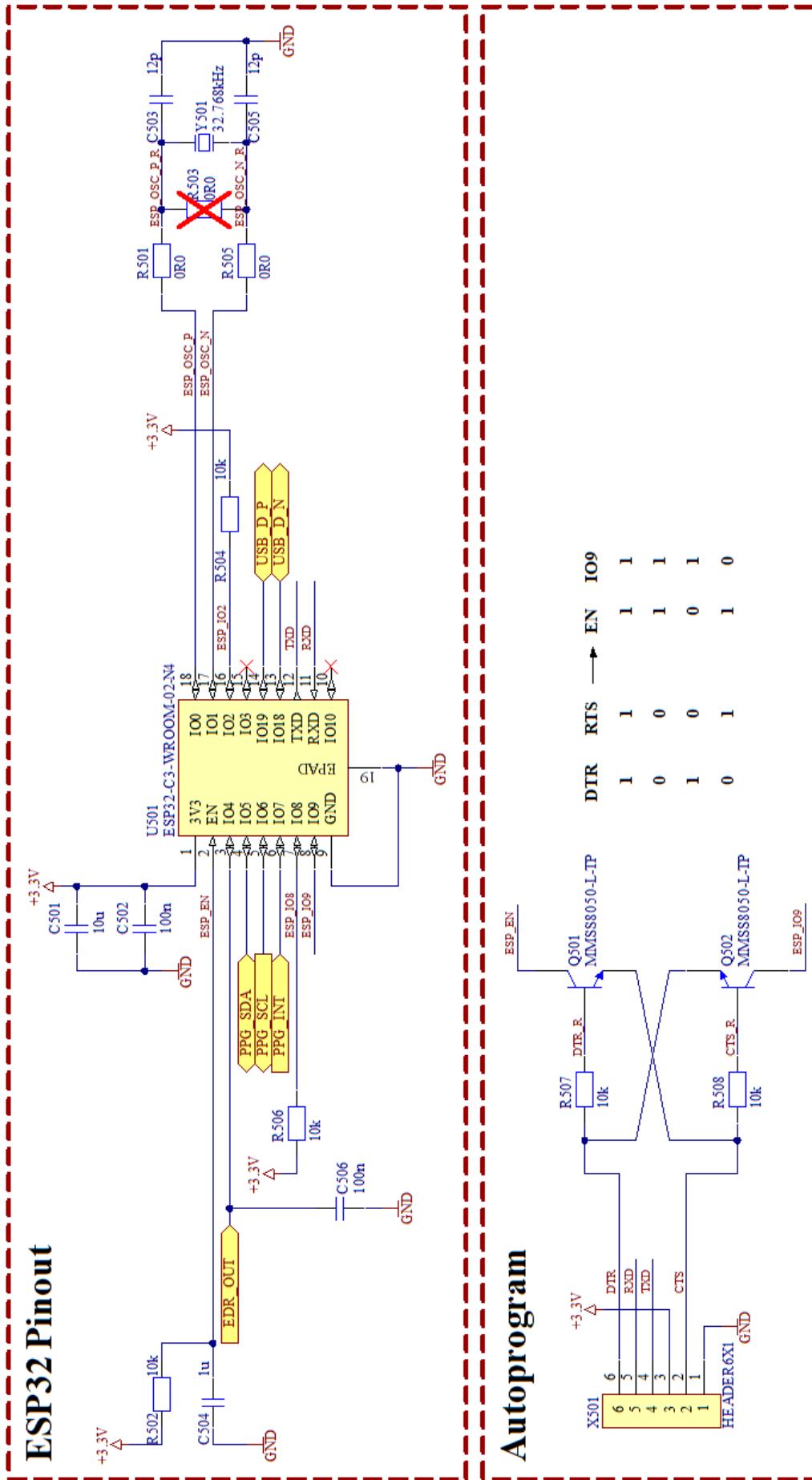
4. Narukvica

Svrha narukvice je prikupljanje fizioloških signala korisnika i njihovo slanje na obradu na središnjem uređaju putem bežičnog komunikacijskog sučelja. Fiziološki signali koji će se promatrati su brzina otkucanja srca putem fotopletizmografskog senzora (PPG) i impedancija kože, odnosno elektrodermalna aktivnost.

Što se tiče zahtjeva na napajanje narukvice, zahtjevi su slični kao i kod središnjeg uređaja, uz nižu potrošnju. Prilikom projektiranja narukvice iskorišteno je iskustvo stečeno projektiranjem i ispitivanjem pločice središnjeg uređaja tako da su u dizajnu narukvice popravljeni nedostaci inicijalnog dizajna vezanog uz napajanje kako je implementirano na pločici središnjeg uređaja. S obzirom na ograničenje na veličinu pločice za narukvicu, za razliku od implementacije središnjeg uređaja, ovdje nisu postavljeni dodatni kratkospojnici i ispitne točke za lakše testiranje, s obzirom da je sličan dizajn već ranije ispitana tijekom uhodavanja središnjeg uređaja.

4.1. Bežična komunikacija

Za ostvarenje bežične komunikacije koristi se modul ESP32-C3-WROOM-02, koji omogućuje komunikaciju putem Bluetooth i Wi-Fi protokola. Električna shema dijela za bežičnu komunikaciju na narukvici (slika 4.1.) slična je implementaciji na pločici središnjeg uređaja (slika 3.5.), uz razliku da ovdje nema kratkospojnika, uz dodatak signala za upravljanje I₂C sučeljem i korištenje analogno-digitalnog pretvornika za mjerjenje impedancije kože. Postoji još i promjena u odnosu na implementaciju na središnjem uređaju, a odnosi se na programiranje putem UART-a. S obzirom na uočene probleme u programiranju pločice središnjeg uređaja, dodani su signali DTR i CTS kako bi se BOOT i EN priključci ESP mikrokontrolera mogli programski upravljati.



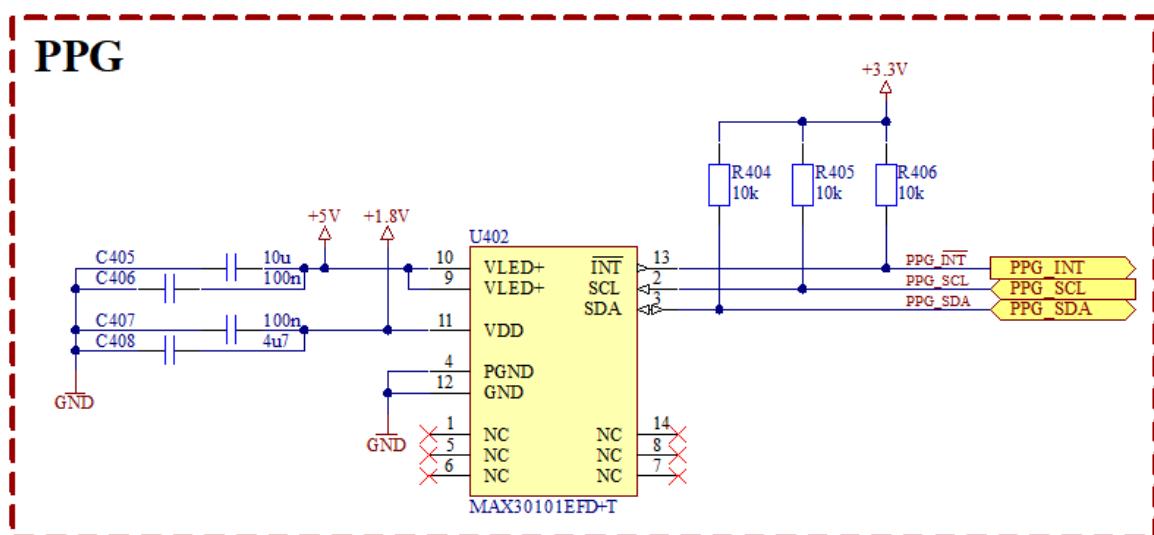
Slika 4.1. Električna shema bežične komunikacije narukvice

4.2. Fotopletizmografski senzor

Za mjerjenje brzine otkucaja srca koristi se PPG senzor MAX30101 tvrtke Analog Devices (slika 4.2.). Ovaj senzor sadrži crvenu, zelenu i infracrvenu svjetleću diodu te fotosenzor, upravljačko sklopolje za diode, a komunicira putem I²C sučelja. Kao što je vidljivo na električnoj shemi na slici 4.3., ovaj senzor je jednostavan za implementaciju uz svega par priteznih otpornika i blokadnih kondenzatora. Određenu složenost unosi potreba za napajanjem od 5 V, koje je potrebno jer je pad napona na zelenoj svjetlećoj diodi prema specifikaciji 3,3 V.



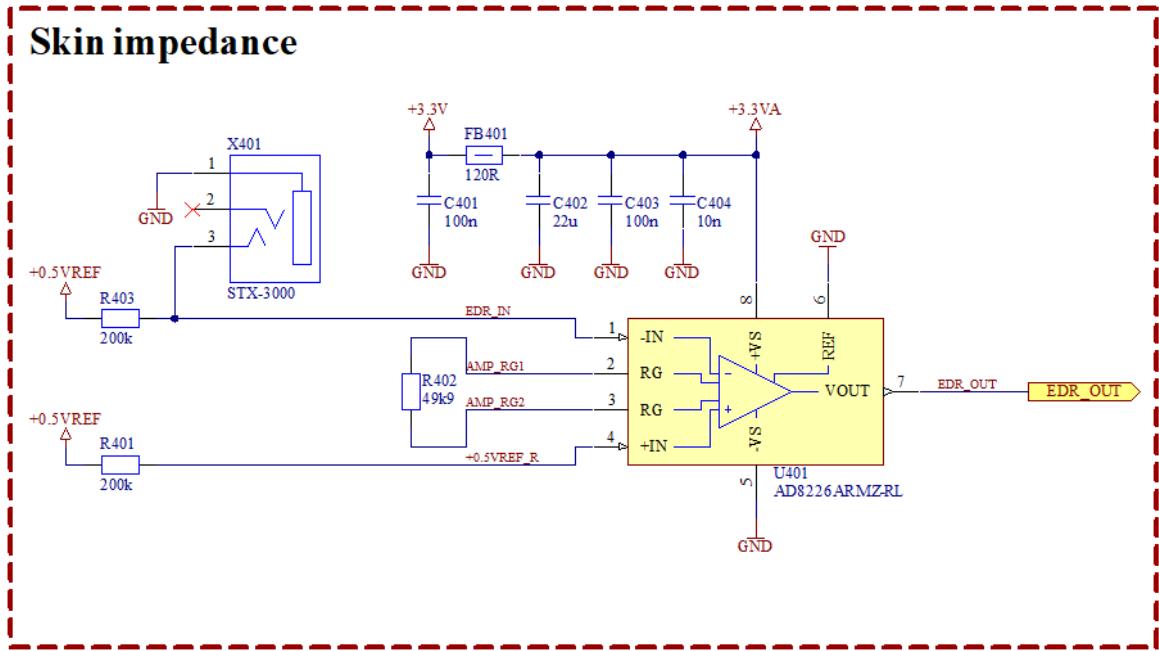
Slika 4.2. MAX30101 PPG senzor [16]



Slika 4.3. Električna shema PPG senzora

4.3. Mjerenje impedancije kože

Impedancija kože mjeri se pomoću instrumentacijskog pojačala. Električna shema mjernog kruga prikazana je na slici 4.4. Odabrano je instrumentacijsko pojačalo AD8226 tvrtke Analog Devices zbog svog velikog ulaznog otpora, niskog šuma i dobrog potiskivanja zajedničkih smetnji [17]. Napajanje pojačala filtrirano je pasivnom mrežom kako ne bi došlo do smetnji od digitalnog dijela sklopoljva. Za mjerenje impedancije koristi se



Slika 4.4. Električna shema mjernog kruga za impedanciju kože

referentni napon od 0,5 V, a postupak mjerenja temelji se na mjerenu naponu na naponskom djelilu na priključku -IN pojačala. Koža predstavlja donji otpornik u naponskom djelilu te se razlika između tog napona i referentnog napona pojačava:

$$U_{IZ} = A \cdot U_{REF} \cdot \frac{R_{403}}{R_{403} + R_{skin}} \quad (4.1)$$

Impedancija kože mjeri se u stotinama kilooma (maksimalno cca. 250 kΩ [18]), tako da je vrijednost gornjeg otpornika 200 kΩ. Pojačanje iznosi 2 i namješta se putem otpornika R402.

U svrhu lakšeg prototipiranja koristile su se samoljepljive elektrode (slika 4.5.) koje se montiraju na kabel prikazan na slici 4.6. Ovaj kabel se spaja na narukvicu putem 3,5 mm audio priključka.



Slika 4.5. Samoljepljiva elektroda [19]



Slika 4.6. Kabel za elektrode

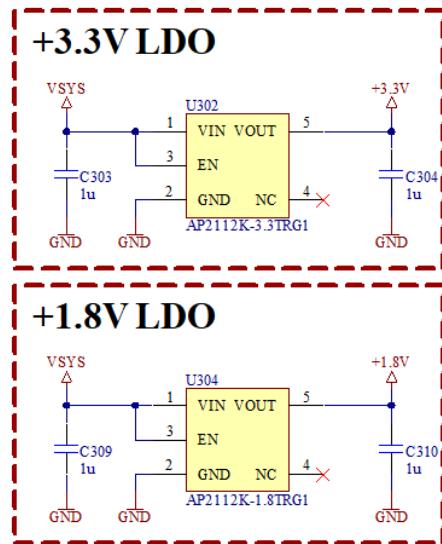
4.4. Napajanje

4.4.1. Proračun potrošnje

Proračun potrošnje za narukvicu bio je znatno jednostavniji od proračuna za središnji uređaj. U slučaju ove pločice najveći potrošač je i dalje sustav za bežičnu komunikaciju, koji je i ujedno jedini potrošač na 3,3 V jer je potrošnja instrumentacijskog pojačala zanemarivo niska, maksimalno $20 \mu\text{A}$ [17]. Za potrošnju sustava bežične komunikacije uzima se vrijednost prikazana u tablici 3.1. Na napajanju od 5 V jedini potrošač je PPG senzor i njegova potrošnja u najgorem slučaju iznosi 50 mA, a na napajanju od 1,8 V senzor troši maksimalno 1,1 mA [20].

4.4.2. Napajanje od 3,3 V i 1,8 V

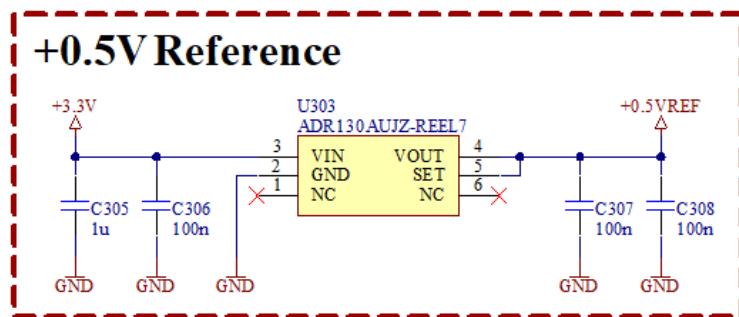
Električne sheme napajanja od 3,3 V i 1,8 V prikazane su na slici 4.7. U oba slučaja koristi se LDO AP2112K proizvođača Diodes Incorporated. Ovaj LDO je odabran radi svoje male veličine u SOT-25 kućištu s obzirom na ograničenje veličine tiskane pločice.



Slika 4.7. Napajanje od 3,3 V i 1,8 V za narukvicu

4.4.3. Referentni napon

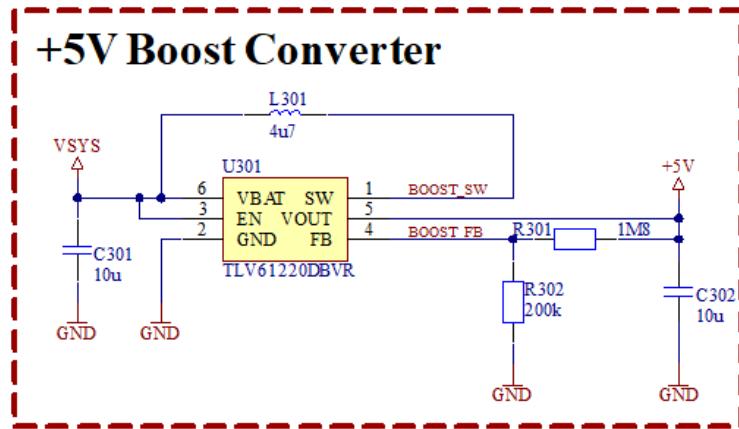
Električna shema izvora referentnog napona prikazana je na slici 4.8. Koristi se izvor referentnog napona ADR130 tvrtke Analog Devices. Iznos referentnog napona se može namjestiti na 1 V ili 0,5 V, a veličina kućišta je ista kao i kod linearnih regulatora prikazanih u dijelu 4.4.2.



Slika 4.8. Referentni izvor napona od 0,5 V

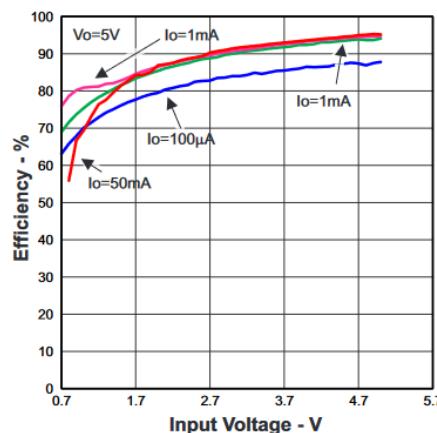
4.4.4. Napajanje od 5 V

Za napajanje od 5 V bilo je potrebno dizajnirati uzlazni prekidački regulator. Električna shema regulatora prikazana je na slici 4.9. Odabran je TLV61220 proizvođača Texas Instruments jer je idealan za napajanje s baterije. Regulator može raditi na ulaznom naponu od 0,7 V do 5,5 V i potreban je mali broj vanjskih komponenti za rad [21]. Također je pogodan radi svoje male veličine u SOT-23 kućištu. Zavojnica je odabrana prema preporu-



Slika 4.9. Uzlazni prekidački regulator

kama proizvođača, a naponsko djelilo je proračunato imajući na umu da donji otpornik ne bi trebao biti veći od $500\text{ k}\Omega$ kako bi vrijednost struje koja teče u FB priključak bila što bliže $0,01\text{ }\mu\text{A}$ [21]. Efikasnost za izlazne struje od 1 mA do 50 mA je gotovo ista na ulaznom naponu u rasponu baterije i može se uzeti efikasnost od 90 % (4.10.). Uz minimalni ulazni napon od 3 V, potrošnja, prema jednadžbi 3.7 iznosi 75 mA.



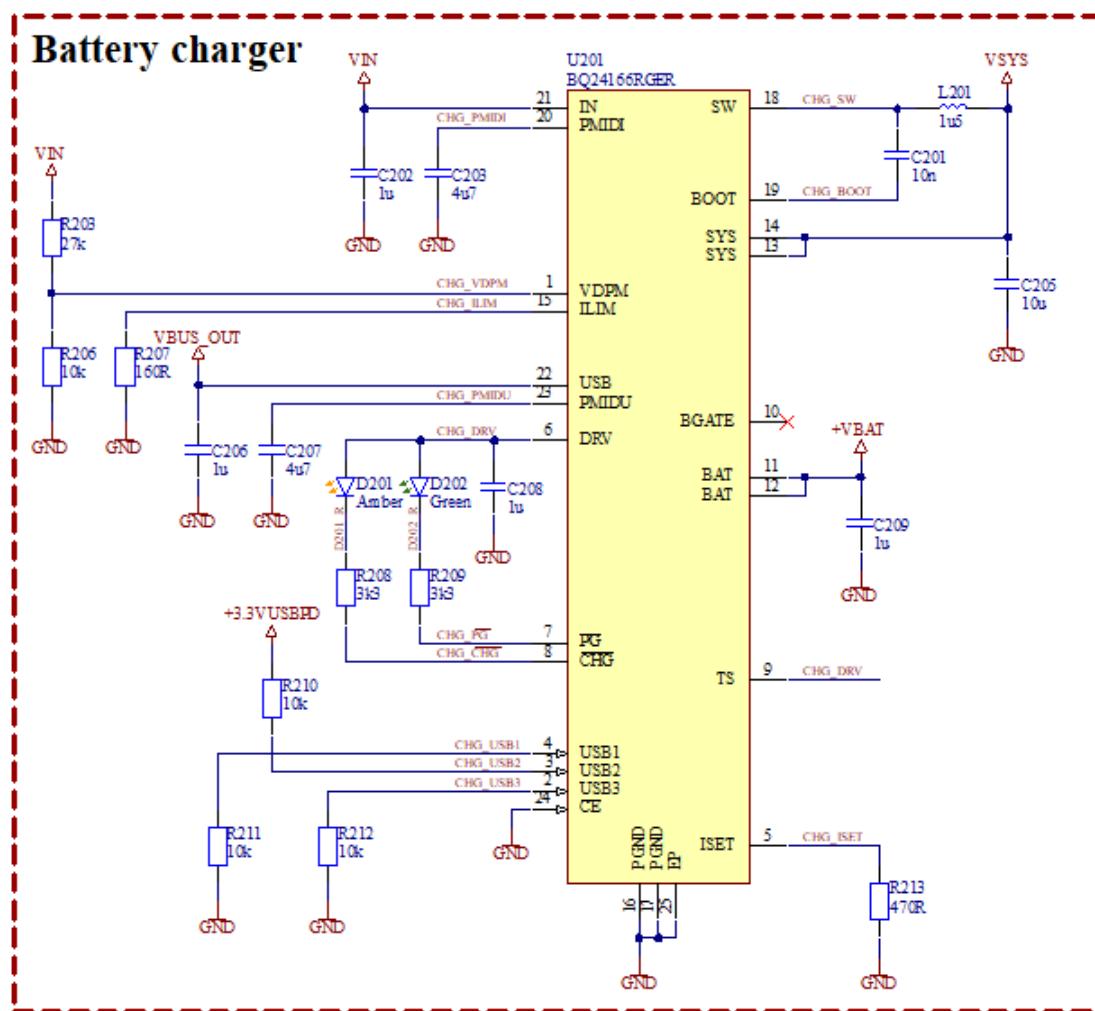
Slika 4.10. Efikasnost regulatora [21]

4.5. Baterija i punjač baterije

Uzveši u obzir potrošnju svih podsustava ukupna struja koju punjač mora moći dati je ispod 430 mA. Uz struju punjenja baterije od 1 A i uzevši u obzir jednadžbe 3.7 i 3.8, ukupna struja koju USB sučelje mora moći dati iznosi 1,08 A, što implicira da se može prepostaviti ograničenje na ulaznu struju od 1,5 A. Uvjeti su slični onima kao kod središnjeg uređaja.

4.5.1. Punjač baterije

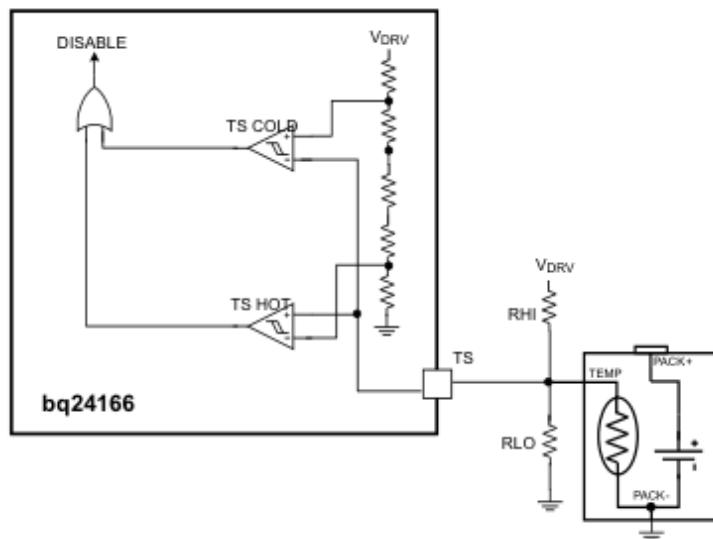
Električna shema punjača narukvice na slici 4.11. slična je električnoj shemi sa slike 3.11. Promijenjena je svjetleća dioda za indikaciju punjenja u žutu, kako bi se jasnije mogla razlikovati indikacija između indikacije punjenja i indikacije statusa dobrog napajanja. Također su dodani veći otpornici u seriju s diodama jer je svjetlina bila prevelika.



Slika 4.11. Električna shema punjača baterije na narukvici

Još jedna razlika u odnosu na izvedbu na središnjem uređaju je u priteznim otpornicima na konfiguracijskim linijama za ograničenje struje USB-a, pri čemu je u slučaju ove pločice ograničenje postavljeno na 1,5 A zato jer nema potrebe za drugačjim postavkama i jer postoji ograničenje na veličinu pločice. S obzirom na ograničenje na dimenzije pločice, ovdje je odabrana zavojnica od $1,5 \mu\text{H}$.

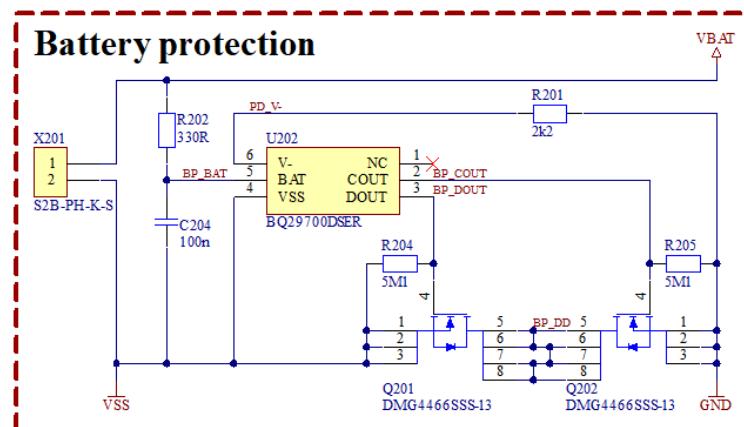
Posljednja razlika u odnosu na dizajn na središnjem uređaju je suptilna, ali ključna za ispravan rad punjača. Pogledom na električnu shemu na slici 3.11. vidljivo je da priključak TS nije nigdje spojena, odnosno da se nalazi na plutajućem potencijalu. Ovaj priključak služi za mjerjenje temperature baterije tijekom punjenja. Ako je temperatura prevelika ili premala, punjenje se zaustavlja. Električna shema mjerjenja prikazana je na slici 4.12. Mjeri se napon na naponskom djelilu kojega čine otpornici i NTC termistor montiran na bateriju. Naponi na kojima se zaštita aktivira iznose 30% i 60% napona na priključku DRV, dakle 1,56 V i 3,12 V. S obzirom da je priključak TS plutajući, napon na priključku je manji od donjega praga i punjenje ne radi. Kako bi se mjerjenje temperature onemogućilo, napon na TS priključku mora biti veći od 70% napona na priključku DRV. Iz tog razloga proizvođač preporučuje kratko spajanje priključaka TS i DRV kako bi punjenje cijelo vrijeme bilo omogućeno.



Slika 4.12. Mjerjenje temprature senzora [10]

4.5.2. Baterijska zaštita

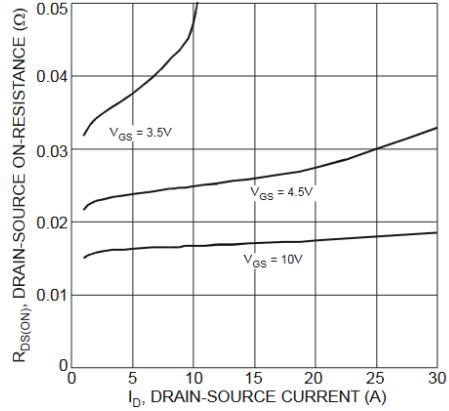
Električna shema baterijske zaštite na narukvici je prikazana na slici 4.13. Shema je slična onoj sa središnjeg uređaja na slici 3.15., a ovdje su tranzistori pažljivije odabrani, sljedeći iskustva u testiranju prethodne implementacije sukladno preporukama proizvođača. Maksimalna struja pražnjenja iznosi prema 4.5. iznosi 426,12 mA. Za aktivaciju zaštite pretpostaviti će se struja od $I_{OCD} = 1,5$ A, dakle otpor obaju FET-ova prema jednadžbi 3.9 iznosi $2R_{DS(on)} = 66,67$ mΩ. Na temelju toga, struja na kojoj će se aktivirati zaštita za punjenje iznosi $I_{OCC} = 1,5$ A. Dakle, tranzistor treba imati otpor $R_{DS(on)} = 33,33$ mΩ. Struja na kojoj će se aktivirati zaštita od kratkog spoja iznosi $I_{SCD} = 7,5$ A, tako da tranzistor mora moći podnijeti tu struju. Prikaz promjene otpora u ovisnosti o naponu i struji odabranog tranzistora prikazana je na slici 4.14. Vidljivo je da će otpor biti veći s većom strujom, što znači da će se zaštita aktivirati nešto prije vrijednosti proračunatih pragova, ali opet neće se aktivirati prerano da se onemogući punjenje, što je i poželjno s gledišta sigurnosti. S toga se može zaključiti da je ovo bolje



Slika 4.13. Baterijska zaštita na narukvici

projektirana zaštita u odnosu na onu na središnjem uređaju.

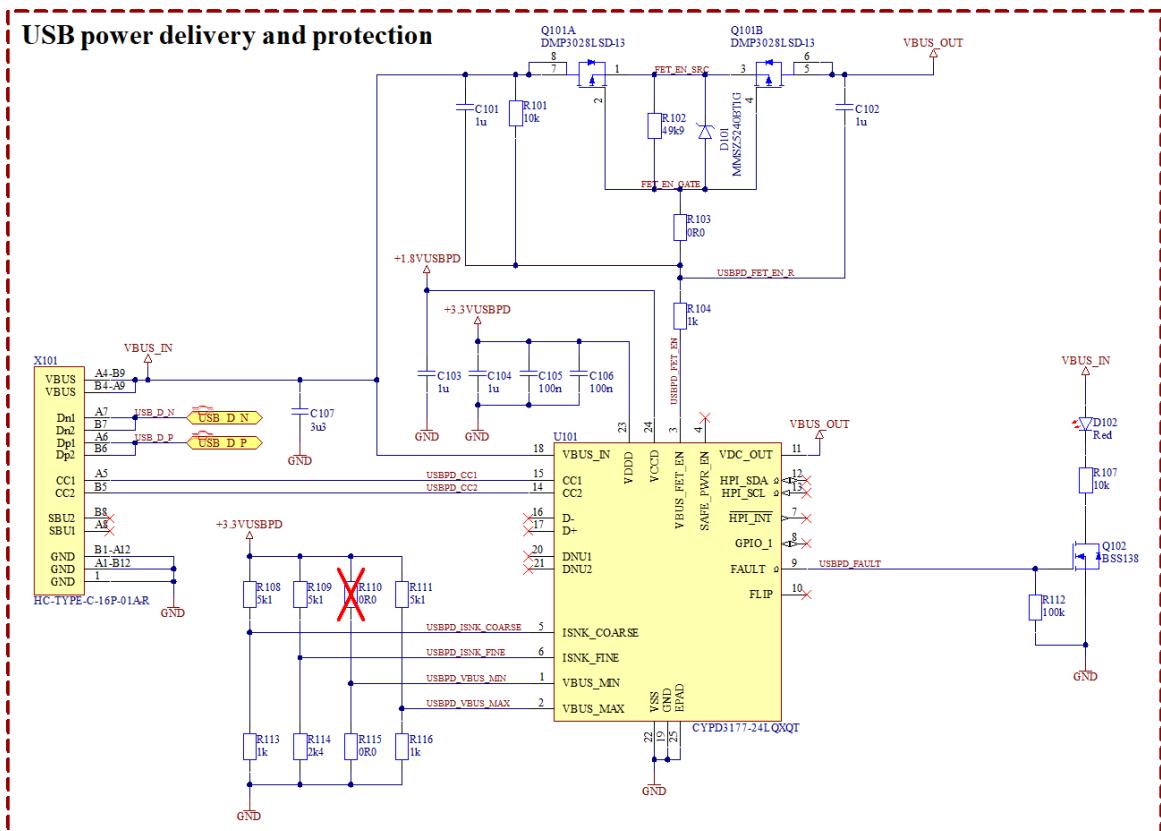
Ovdje su još dodani i otpori između upravljačke elektrode i uvoda tranzistora koji služe za bolje izbjeganje naboja na kapacitetu između upravljačke elektrode i uvoda tranzistora [12].



Slika 4.14. Graf ovisnosti otpora o naponu između upravljačke elektrode i uvoda tranzistora DMG4466SSS-13 [22]

4.6. USB napajanje

Električna shema USB napajanja narukvice prikazana je na slici 4.15. Dodan je pritezni otpornik R102 koji osigurava da ne dolazi do smanjenja napona na uvodu tranzistora Q101B radi diode u tranzistoru Q101A. Dodana je i Zener dioda od 10 V koja služi za zaštitu od prevelikog napona.



Slika 4.15. USB napajanje na narukvici

Osim toga, naponska djelila koja služe za podešavanje struje i napona USB-a se sada napajaju s internog regulatora integriranog sklopa. Kod središnjeg uređaja (slika 3.18.) su se napajala s regulatora od 3,3 V koji se nalazi na pločici, što je u redu dokle god je priključena puna baterija. Međutim, u slučaju prazne ili isključene baterije dolazi do problema, jer je sada sustav ostao bez napajanja i ne mogu se podesiti naponi i struje USB-a. Ova uočena pogreška ispravljena je na opisani način, što je ujedno i preporuka proizvođača.

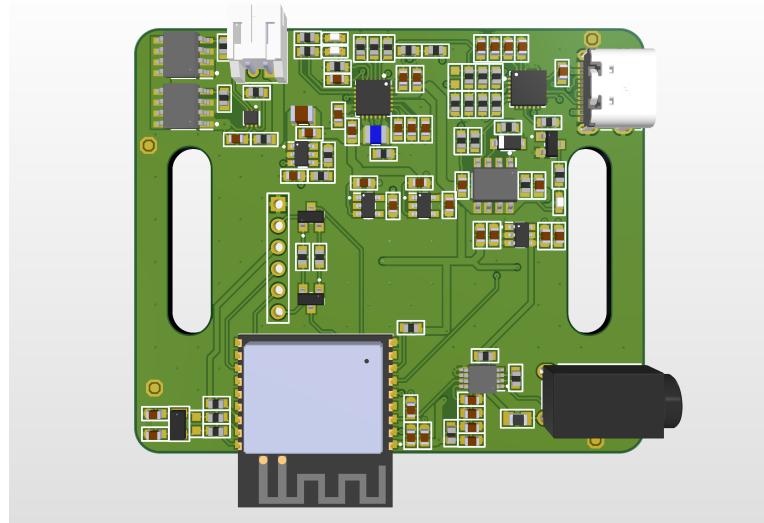
4.7. Opis tiskane pločice

Tijekom projektiranja tiskane pločice, osim što je bilo potrebno paziti na iste probleme kao i kod pločice središnjeg uređaja, bilo je potrebno voditi računa i na ograničenje prostora te na dvostranu montažu komponenti. Na slikama 4.16. i 4.17. prikazan je 3D prikaz projektirane pločice.

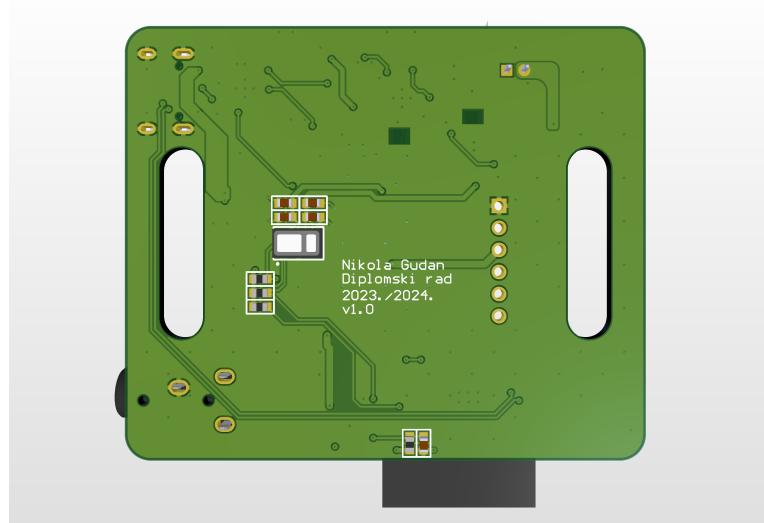
Za razliku od pločice središnjeg uređaja, ovdje je podsustav za bežičnu komunikaciju postavljen tako da se antena nalazi u potpunosti izvan pločice. Sukladno tome, podsustav za komunikaciju bolje će primati signale i stvarati manje smetnje na pločicu tijekom slanja signala.

Nadalje, bilo je potrebno ostvariti da se PPG senzor nalazi na dijelu narukvice koja ostvaruje kontakt s kožom pa je radi toga senzor smješten na donji sloj pločice (slika 4.17.).

Radi ograničenja prostora uklonjene su sve ispitne točke i kratkospojnici.



Slika 4.16. 3D prikaz gornjeg sloja pločice



Slika 4.17. 3D prikaz donjeg sloja pločice

5. Ispitivanje razvijenog sklopovskog rješenja

U postupku provjere realiziranog rješenja ispitani su sustavi za napajanje, žična komunikacija između dijelova sustava, bežična komunikacija, upisivanje korisničkog programa u Flash memoriju mikrokontrolera, snimanje zvuka, pohrana podataka na SD karticu, RTC, komunikacija s PPG senzorom i mjerjenje impedancije kože.

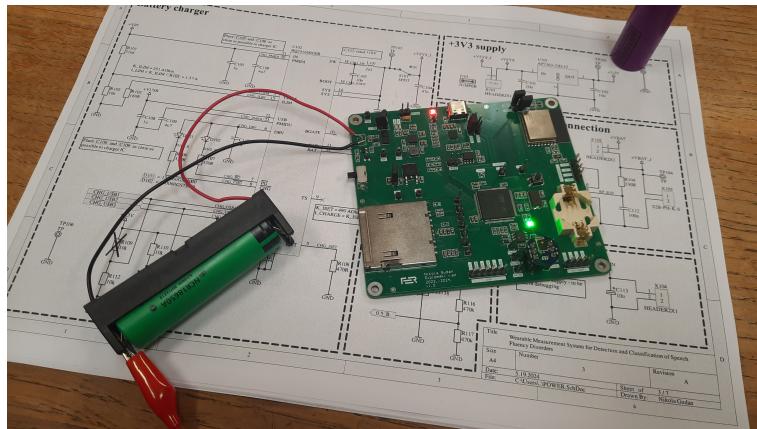
U svim testovima korišten je multimetar za mjerjenje napona i osciloskop za promatranje signala u žičnim komunikacijama između sustava. Za ispitivanje napajanja korišteni su USB strujni adapter koji podržava mogućnost brzog punjenja, različite litijionske baterije u 18650 kućištu i USB ispitivač UT658DUAL tvrtke Changan UNI-T, prikazan na slici 5.1. Ovaj uređaj se može spojiti između USB izvora i uređaja te pokazuje razinu napona, jakost struje koju izvor daje, količinu potrošenog naboja u mAh i vrijeme trajanja mjerjenja.



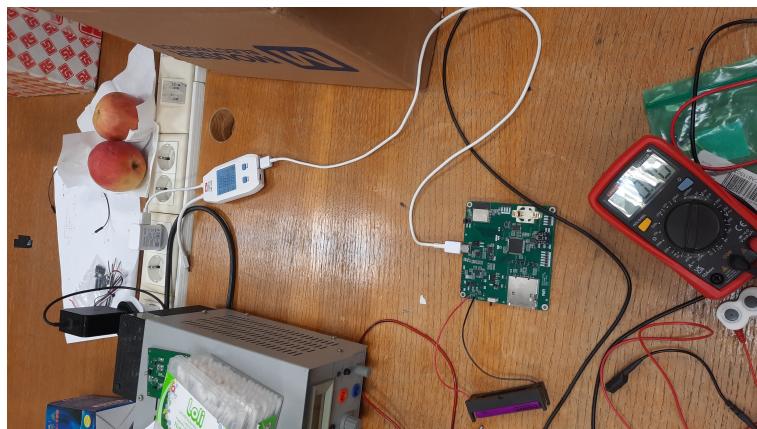
Slika 5.1. USB ispitivač UT658DUAL [23]

5.1. Središnji uređaj

Na slikama 5.2. i 5.3. prikazano je ispitivanje središnjeg uređaja. Umjesto priključka za bateriju, priključen je držač za standardnu 18650 bateriju radi lakšeg testiranja. Naime, baterija se često vadi i stavlja tijekom testiranja, a odabrani priključak predviđen je da se rijetko odspaja pa ga je stoga i teško odspajati veći broj puta tijekom ispitivanja.



Slika 5.2. Ispitivanje pločice središnjeg uređaja



Slika 5.3. Postav ispitivanja pločice središnjeg uređaja

U postupku ispitivanja otkrivena je pogreška u dizajnu USB napajanja. Naime, kada se spoji USB izvor napajanja, bez obzira podržava li izvor zatraženu snagu ili ne, napajanje s USB-a se ne proslijeđuje prema ostatku sustava. Ustanovljeno je da je problem u tranzistorskoj sklopici (slika 3.18.). Naime, kada integrirani sklop pokuša uključiti tranzistore, na prvom tranzistoru dolazi do pada napona na diodi koja se nalazi unutar tranzistora pa se na uvodu drugog tranzistora nalazi napon napajanja umanjen za napon provoda diode (između 0.5 V i 1.2 V [24]). Integrirani sklop je preko VDC_OUT pri-

ključka detektirao previsok pad napona i onemogućio napajanje s USB-a. Radi toga su napravljene izmjene u USB napajanju kod narukvice, koje su vidljive na slici 4.15.

Kada baterija nije bila spojena, nije bilo moguće uključiti USB napajanje iz razloga objašnjeno u potpoglavlju 4.6. Ukratko, integrirani sklop nije mogao postaviti odgovarajuće otpornike na CC linije pa se nije mogla zatražiti nikakva snaga od USB izvora.

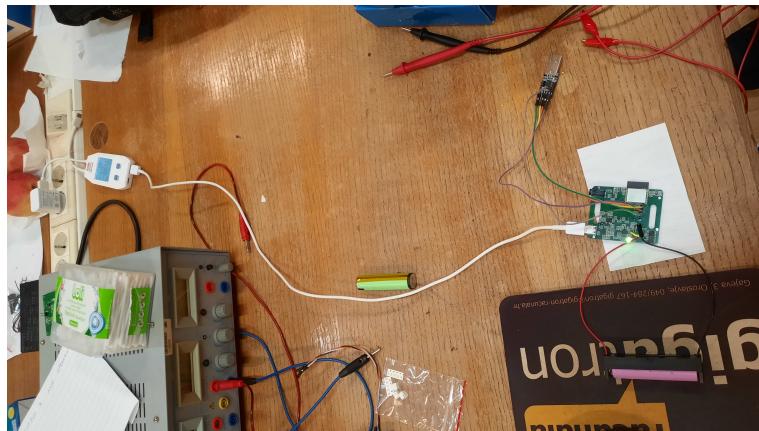
Tijekom testiranja punjača utvrđeno je da punjač može bez problema proslijediti napon baterije na izlaz. Međutim, kada se priključio vanjski napon, bilo na USB ili preko priključka za laboratorijski izvor napona u svrhu punjenja baterije, punjač više nije radio. Bilo je vidljivo treperenje svjetlećih dioda za indikaciju ispravnog napajanja i punjenja frekvencijom 1 Hz. Naime, dolazi do aktiviranja temperaturne zaštite na način opisan u potpoglavlju 4.5.

Paralelno s postupkom izrade tiskane pločice, razvijena je programska podrška za središnji uređaj. S obzirom da veći dio podsustava za napajanje, izuzev baterije, nije radio, tijekom testiranja programske podrške, a samim time i digitalnog dijela sustava, uređaj se napajao putem programatora, koji je bio priključen na pločicu cijelo vrijeme tijekom testiranja programske podrške. Utvrđeno je da mikrofon normalno snima govor, da mikrokontroler komunicira sa svim podsustavima i također da bez poteškoća obrađuje i sprema podatke na SD karticu. Utvrđeno je nadalje da se bežični podsustav uspješno može programirati te da RTC mjeri vrijeme uz napajanje s litijске baterije, čime je potvrđeno da digitalni dio sustava u potpunosti radi kako je zamišljeno.

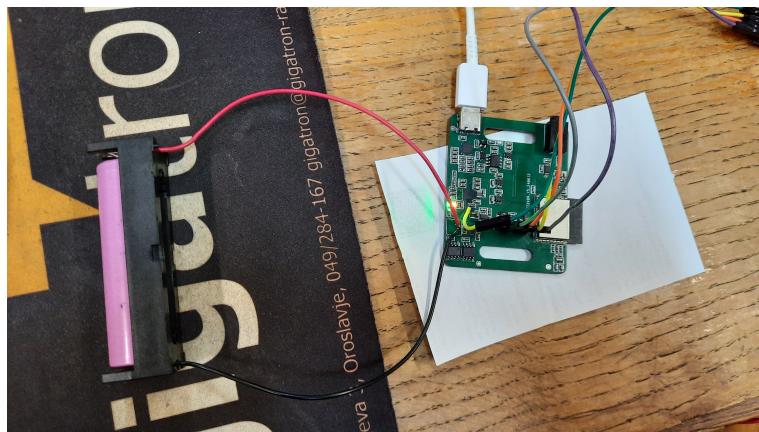
5.2. Narukvica

Na temelju ispitivanja središnjeg uređaja, napravljene su izmjene u dizajnu napajanja koje su implementirane na pločici narukvice, kako je opisano u poglavlju 4. Ispitivanje pločice narukvice prikazano je na slikama 5.4. i 5.5.

Tijekom ispitivanja primijećena je pogreška u dizajnu baterijskog napajanja. Ime mreže koja je spojena na pozitivan terminal baterije (slika 4.13.) i ime mreže koja je spojena na ulaz za bateriju na punjaču (slika 4.11.) su različiti. Radi toga baterija, nakon zaštite, nije pogreškom bila nigdje spojena pa je bilo potrebno te dvije mreže kratko spojiti žicom naknadno, čime je napajanje proradilo.



Slika 5.4. Postav ispitivanja pločice narukvice



Slika 5.5. Ispitivanje pločice narukvice

Podsustav za USB napajanje sada može upravljati napajanjem i kada je na uređaj spojeno samo USB napajanje. Također, narukvica se sada može napajati putem USB-a i kada baterija nije spojena. Baterijski punjač može proslijediti napajanje baterije ili može regulirati napajanje USB-a. Punjenje baterije konstantnom strujom i konstantnim naponom prikazano je na slikama 5.6. i 5.7. Može se vidjeti da sustav ima napajanje i tijekom punjenja, dakle punjač također radi ispravno. Prekidački i linearni regulatori provjereni su multimetrom te na svojim izlazima imaju napon za koji su projektirani.

Tijekom ispitivanja mjernog lanca za EDR primjećeno je da je priključak za elektrode loše kvalitete jer se je periodički gubio kontakt. Radi toga je taj priključak odlemljen, a žice za EDR su izravno zaledljene na tiskanu pločicu. Dodatno je uočen problem osciliiranja pojačala, što je riješeno preuzorkovanjem i usrednjavanjem više mjerena s ADC-a. Nakon toga su dobivena stabilna mjerena koja su odgovarala očekivanim rezultatima.

Ispravnost PPG senzora nije nažalost mogla biti verificirana jer je tijekom pos-



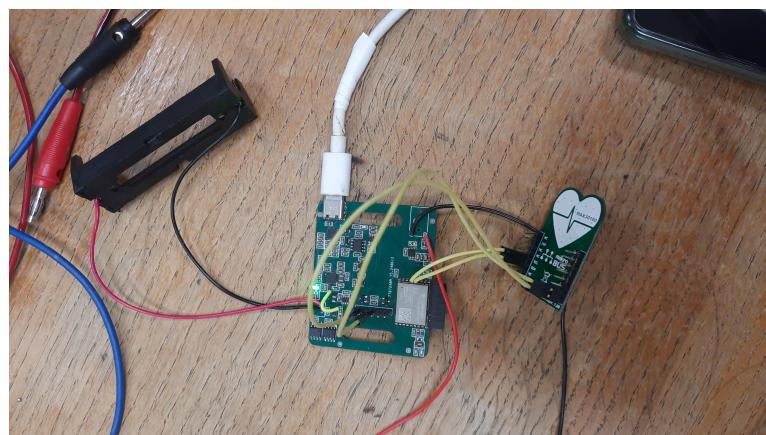
Slika 5.6. Brzo punjenje, punjenje konstantnom strujom



Slika 5.7. Brzo punjenje, punjenje konstantnim naponom

tupka montaže senzor bio oštećen. Radi toga je na sustav spojen modul sa senzorom MAX30100, koji se od MAX30101 razlikuje u tom što nema zelenu svjetleću diodu. Prikaz načina spoja modula na pločicu prikazan je na slici 5.8. Na ovaj način ispitana je razvijena programska podrška za PPG mjerjenje. S obzirom da se radi o modulu, sklopovsko rješenje je očito ispravno.

ESP32 modul koji se nalazi na pločici programiran je putem USB sučelja i pokazano je da se uspješno mogao programirati, čime je verificirana njegova sklopovska ispravnost.



Slika 5.8. Spoj modula sa MAX30100 na pločicu

6. Zaključak

U okviru rada razvijeno je sklopovsko rješenje sustava za određivanje poremećaja tečnosti govora u logopedskoj dijagnostici i terapiji. Rješenje se sastoji od središnjeg uređaja i narukvice. Središnji uređaj sadrži mikrokontroler koji upravlja mjeranjem i na kojem se izvode algoritmi prepoznavanja tečnosti govora s pomoću neuronske mreže, zatim mikrofon za snimanje zvuka, SD kartica za pohranu podataka i podsustav za baterijsko napajanje, s mogućnošću punjenja. Narukvica omogućuje mjerjenje srčanog ritma PPG senzorom i mjerjenje električne impedancije kože. Oba uređaja sadrže podsustav za bežičnu komunikaciju putem Bluetooth i WiFi sučelja.

Prilikom izrade tiskanih pločica vodilo se računa da se omogući odgovarajuća funkcionalnost, prikladnost za nošenje na ispitaniku, kompaktnost rješenja te prikladnost za ispitivanje prototipa standardnom mjernom opremom. Razvoj je tekao u dvije faze, pri čemu je najprije izrađena i ispitana tiskana pločica središnjeg uređaja, a na temelju iskustava i rezultata je potom projektirana pločica narukvice, u koju su ugrađene sve ispravke i poboljšanja na temelju rezultata prve faze dizajna. Ispitivanjem su detektirane i popravljene različite pogreške, nakon čega je prototipno sklopovlje prilagođeno potpunoj funkciji kako bi bilo prikladno za testiranje programske potpore za sustav.

Rezultati do kojih se došlo tijekom razvoja i kasnijeg ispitivanja uputili su na moguća buduća poboljšanja ovog sustava. Jedno poboljšanje odnosi se na dizajn elektroda za mjerjenje impedancije kože jer je mjerjenje korištenjem samoljepljivih elektroda ožičenih na narukvicu nepouzdano i neprikladno za svakodnevno nošenje. Nadalje, može se razmislati o drugačijem načinu montaže mikrofona, koji je trenutno na tiskanoj pločici zbog čega je potrebno kućište smjestiti blizu usta tijekom praćenja ispitanika. Da bi se dobila dobra kvaliteta zvuka, potrebno je poraditi i na odabiru mikrofona i na dizajnu kućišta, a jedno od mogućih rješenja bilo bi korištenje vanjskih mikrofona koji se

mogu smjestiti na samog korisnika (tzv. "bubica"). Također je potrebno radi praktičnosti smanjiti dimenzije pločica kako bi bile prikladnije za nošenje. To se može postići uklanjanjem ispitnih točaka, korištenjem manjih komponenata, drugačijom memorijom za dugotrajnu pohranu itd. Određena poboljšanja u prikupljenom signalu (mikrofon, impedancija kože) također se mogu postići korištenjem prikladnih analognih filtara kako bi se olakšala kasnija digitalna obrada signala. Nапослјетку, за svakodnevnu primjenu bilo bi važno projektirati i odgovarajuće mehaničko kućište, kako bi sustav bio ugodan i praktičan korisniku za svakodnevno nošenje.

Literatura

- [1] WHO, “Manual of the international statistical classification of diseases, injuries, and causes of death”, u *International Classification of Diseases*, sv. 1. World Health Organization, 1977.
- [2] J. S. Y. S. E. Tichenor, “Variability of stuttering: Behavior and impact”, *American Journal of Speech-Language Pathology*, sv. 30, br. 1, str. 75–88, 2021. https://doi.org/10.1044/2020_AJSLP-20-00112
- [3] M. Savić i G. Geršak, “Metrological traceability of a system for measuring electrodermal activity”, *Measurement*, sv. 59, str. 192–197, 01 2015. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2014.09.010>
- [4] P. A. Alm, “Stuttering, emotions, and heart rate during anticipatory anxiety: a critical review”, *Journal of Fluency Disorders*, sv. 29, br. 2, str. 123–133, 2004. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jfludis.2004.02.001>
- [5] *Getting started with STM32F7 Series MCU hardware development*, STMicroelectronics, Veljača 2017., rev. 5.
- [6] *Oscillator design guide for STM8AF/AL/S, STM32 MCUs and MPUs*, STMicroelectronics, Travanj 2023., rev. 19.
- [7] *PCF8563 Real-time clock/calendar*, NXP USA Inc, Listopad 2015., rev. 11.
- [8] *ESP32-C3-WROOM-02 Datasheet*, Espressif Systme, Veljača 2023., v1.3.
- [9] *Microphone coupon board based on the IMP34DT05 digital MEMS*, STMicroelectronics, Lipanj 2018., rev. 1.

- [10] *2.5A, Dual-Input, Single Cell Switch Mode Li-Ion Battery Charger with Power Path Management*, Texas Instruments, Ožujak 2013., rev. B.
- [11] BQ2970 li-ion/li polymer advanced single-cell battery protector IC family. Texas Instruments. [Mrežno]. Adresa: <https://www.ti.com/product/BQ2970>
- [12] *BQ297xx Cost-Effective Voltage and Current Protection Integrated Circuit for Single-Cell Li-Ion and Li-Polymer Batteries*, Texas Instruments, Lipanj 2021., rev. H.
- [13] *CSD16406Q3 N-Channel NexFET™ Power MOSFET*, Texas Instruments, Prosinac 2015., rev. B.
- [14] *A Primer on USB Type-C® and USB Power Delivery Applications and Requirements*, Texas Instruments, Ožujak 2022., rev. B.
- [15] *USB Type-C Port Controller for Power Sinks*, Cypress Technologies, Svibanj 2021., rev. B.
- [16] MAX30101EFD+. DigiKey. [Mrežno]. Adresa: <https://www.digikey.com/en/products/detail/analog-devices-inc-maxim-integrated/MAX30101EFD/6123035>
- [17] *Wide Supply Range, Rail-to-Rail Output Instrumentation Amplifier*, Analog Devices, Listopad 2019., rev. D.
- [18] J. Malmivuo i R. Plonsey, *Bioelectromagnetism. 27. The Electrodermal Response*, 01 1995., str. 428–434.
- [19] Disposable electrode, double electrode, for intercostal EMG/ECG and PLM, 20 pcs. CNSAC. [Mrežno]. Adresa: <https://www.cnsac-medshop.com/disposable-electrodes-recommended-for-intercostal-emgecg-and-plm/>
- [20] *High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health*, Analog Devices, Lipanj 2020., rev. 3.
- [21] *TLV61220 Low-Input Voltage Step-Up Converter in Thin SOT-23 Package*, Texas Instruments, Svibanj 2014., rev. A.
- [22] *N-Channel Enhancement Mode MOSFET*, Diodes Incorporated, Rujan 2013., rev. 4.

[23] UT658 series USB testers. UNI-T. [Mrežno]. Adresa: <https://meters.unิตrend.com/product/ut658-series/>

[24] *DUAL P-CHANNEL ENHANCEMENT MODE MOSFET*, Diodes Incorporated, Si-ječanj 2014., rev. 4.

Sažetak

Nosivi mjerni sustav za prepoznavanje i klasifikaciju poremećaja tečnosti govora

Nikola Gudan

U okviru rada projektirano je i izrađeno sklopovlje nosivog mjernog sustava za prepoznavanje i klasifikaciju poremećaja tečnosti govora. Sustav se sastoji od dva nosiva uređaja, središnje jedinice i narukvice. Središnja jedinica služi za snimanje zvuka, pohranu rezultata mjerenja, izvođenje algoritama strojnog učenja za prepoznavanje i klasifikaciju poremećaja tečnosti govora u stvarnom vremenu te komunikaciju s vanjskim sustavima. Sadrži mikrokontroler STM32F746VG, MEMS mikrofon, SD karticu i sat realnog vremena. Narukvica služi za mjerjenje srčanog ritma korištenjem fotopletizmografskog (PPG) senzora MAX30101 i mjerjenje impedancije kože (tj. elektrodermalnog odziva, EDR). Oba uređaja imaju podsustav za napajanje i punjenje litij-ionske baterije putem USB-C priključka te podsustav za Wi-Fi i Bluetooth komunikaciju temeljen na ESP32-C3-WROOM-02 modulu. Izrađen je prototip sustava i eksperimentalnom verifikacijom utvrđena je ispravnost rada svih elemenata.

Ključne riječi: MEMS mikrofon, SD kartica, PPG, EDR, Wi-Fi, Bluetooth, litij-ionska baterija, USB C sučelje

Abstract

Wearable measurement system for detection and classification of speech fluency disorders

Nikola Gudan

In this thesis a wearable measurement system for detection and classification of speech fluency disorders was designed and built. The system consists of two wearable devices, a central unit and a bracelet. The central unit is used for sound recording, storage of measurement results, execution of machine learning algorithms for recognition and classification of speech fluency disorders in a real time, and communication with external systems. It contains an STM32F746VG microcontroller, a MEMS microphone, an SD card and a real-time clock. The bracelet is used to measure heart rate using the MAX30101 photoplethysmography (PPG) sensor and to measure skin impedance (i.e. electrodermal response, EDR). Both devices have a subsystem for power supply and lithium-ion battery charging via a USB-C port, and a subsystem for Wi-Fi and Bluetooth communication based on the ESP32-C3-WROOM-02 module. A prototype of the system was built and the experimentally verified.

Keywords: MEMS microphone, SD card, PPG, EDR, Wi-Fi, Bluetooth, Lithium-Ion Battery, USB C Interface