

BILAG 4

Analyse

19. december 2017

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1	Ordliste	3
Kapitel 2	Indledning	4
Kapitel 3	Bioimpedans	5
3.1	Introduktion	5
3.2	Opbygning af BI-måler	7
3.3	Hardware	7
3.3.1	Strømforsyning	7
3.3.2	Funktionsgenerator	8
3.3.3	Forstærkning	9
3.3.4	Strømgenerator	10
3.3.5	Elektroder	11
3.3.6	A/D-konverter	12
3.4	Software	13
3.4.1	Waveforms	13
3.5	Test af Bi-måler	14
3.6	Konklusion	21
Kapitel 4	EMG-måler	22
Kapitel 5	Det modificeret kredsløb	23
5.1	Hardware del 1 - Strømgenerator	23
5.1.1	Strømforsyning	23
5.1.2	Funktionsgenerator	23
5.1.3	Forstærkning	23
5.1.4	Strømgenerator	24
5.1.5	Elektroder	24
5.2	Hardware del 2 - Spændingsmåler	25
5.2.1	Strømforsyning	25
5.2.2	Elektroder	25
5.2.3	Forstærkning	25
5.2.4	Antialiaseringsfilter	25
5.2.5	A/D konverter	25
5.3	Software	26
5.3.1	Matlab	26
5.4	Testopstillinger	26
5.4.1	Testopstilling 1	26
5.4.2	Testopstilling 2 - LM318N	26
5.4.3	Testopstilling 3 - OPAMP	26

Indholdsfortegnelse

5.5 Konklusion	26
Kapitel 6 EMG	27
Kapitel 7 Konklusion	31
Litteratur	32

Ordliste 1

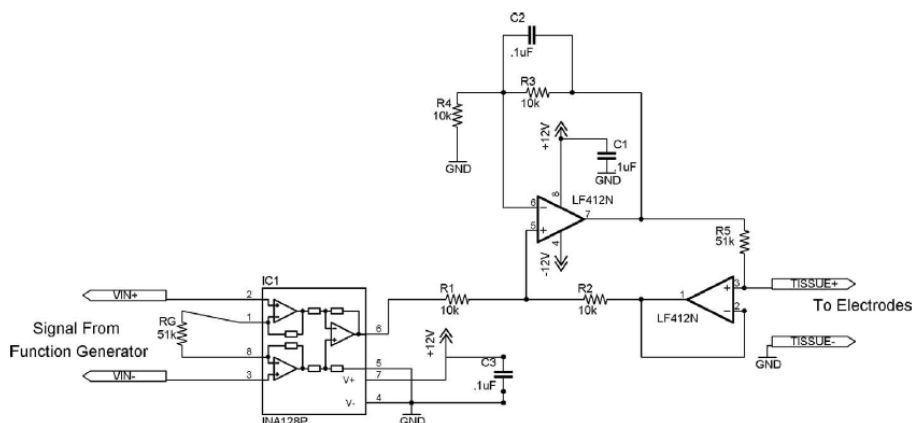
Ord	Forklaring
-----	------------

BI	Bioimpedans
----	-------------

Indledning

I afsnittet analyse vil der blive beskrevet de overvejelser om mulige løsninger i projektet og hvilke der er valgt at gå videre med udgangspunkt i artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*". I de følgende afsnit er der beskrevet og diskuteret valget af hardware- og software komponenter som er kritiske for systemet. Det udleveret diagram fra artiklen som kan ses på figur 2.1 er en simple BI-måler som består af en instrumenterings forstærker, en strømgenerator og udgang til elektroder. Den fungerer ved at kredsløbet blev tilført et signal fra funktionsgenerator, som resulterer i en konstant genereret strøm over elektroderne. Den kendte strøm og ved at måle spændingsfaldet over elektroderne, kunne man ved brug af ohms lov ($\frac{U}{I} = R$) beregne og vise impedansen for et synk.

Det er denne BI-måler der vil blive realiseret, bygget på et fumlebræt og testet. Der er indkøbt præcist de komponenter som der bruges i kredsløbet, dog udstyr som oscilloskop og A/D-konverter vil der blive brugt kendt udstyr for projektgruppen.



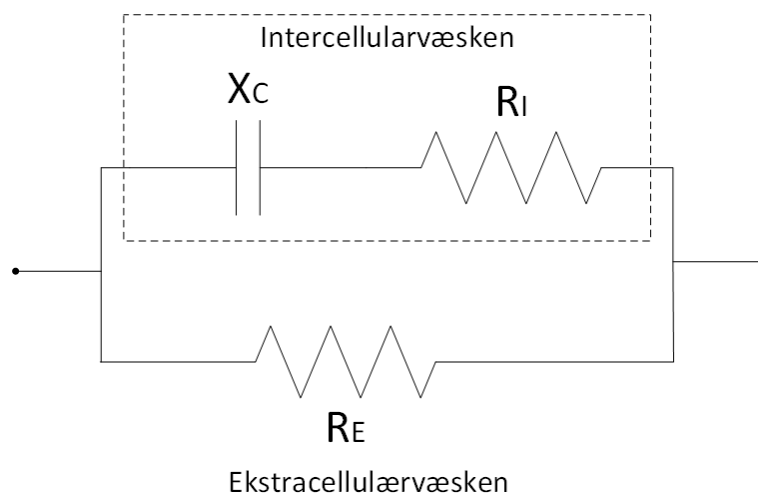
Figur 2.1: Diagram over det oprindelige kredsløb[1]

Bioimpedans 3

3.1 Introduktion

BI er en ikke invasiv målemetode som er billig, simpel og hurtig at udføre. Når man måler BI bruges der elektroder som kan placeres der hvor man ønsker at måle. Enten hele kroppen eller en bestemt kropssegment. Målingen består af to sæt elektroder. Det ene par elektroder sender en uskadelig AC strøm i μA og et andet måler spændingsfaldet over vævet. Impedansen i vævet varierer fra væv til væv. Hvor væske og elektrolytter har en høj ledningsevne, giver en lav impedans og hvorimod fedt og knogler har en lav ledningsevne giver en høj impedans.[2]

Det biologiske vævs celler kan vises som en model som består af tre elektriske komponenter. Ekstracellulærvæsken, intracellulærvæsken og cellemembranen. Ekstracellulærvæsken er repræsenteret som en modstand parallelt med intracellulærvæsken og cellemembranen. Intracellulærvæsken består af en modstand og cellemembranen som en kondensator som vist i figur 3.1.



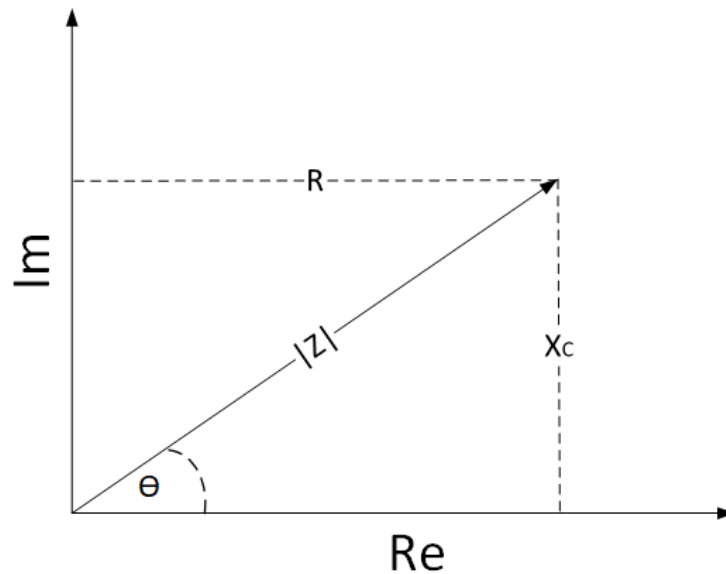
Figur 3.1: Biologisk cellemodel som elektrisk kredsløb. En del af kredsløbet er relateret til dobbeltlaget i cellemembranen og intercellulærvæsken, hvor X_C har kapacitive egenskaber og R_I er modstanden i intercellulærvæsken. Den anden del er relateret til ekstracellulærvæsken, R_E som er modstanden i ekstracellulærvæsken.

Forholdet i mellem i cellemodellen kan blive illustreret ved at plotte Z som en vektor i et koordinatsystem fra $(0,0)$ til $R_I X_C$. Værdien af Z er længden af vektoren beregnet med

3.1. Introduktion

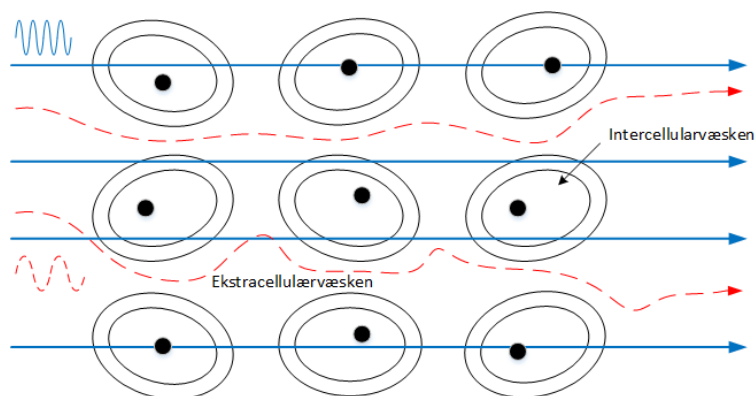
formlen:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (3.1)$$



Figur 3.2: Forholdet imellem den capacitive reaktans (X_C), modstanden (R), impedansen (Z) og fasen vinklen (θ) i grader.

Når impedansen måles på et biologisk væv er frekvensen afgørende for resultatet af impedansen, da denne vil opføre sig forskelligt afhængig af frekvensen. Ved en lav frekvens på under 100 Hz løber strømmen i ekstracellulærvæsken, så den totale impedans er mere resistiv og svare mere til ekstracellulærvæsken. Som i figur 3.3 kan det ses at membranen rundt om cellen sørger for at der ikke kan passeres lav frekvent strøm (rød) igennem cellen. Ved højere frekvens er det muligt at bryde membranen og trænge igennem cellen (blå). Ved den høje frekvens er der nu adgang til elektriske ioner i både ekstracellulærvæsken og intracellulærvæsken hvilket giver en lavere impedans.



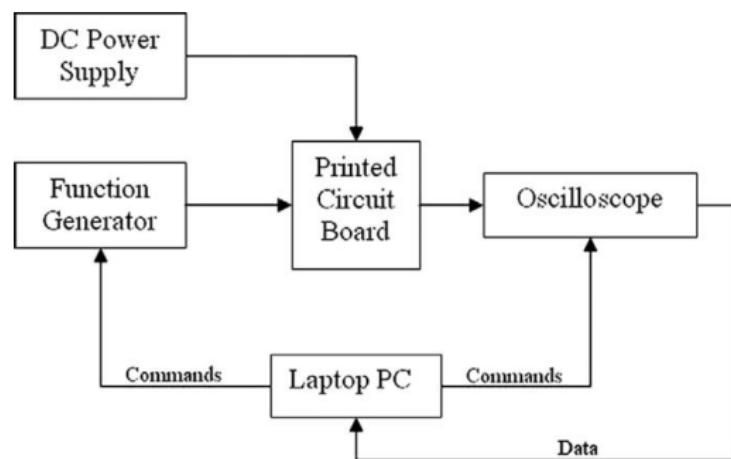
Figur 3.3

3.2 Opbygning af BI-måler

Princippet i at måle BI er ved at tilføre en strøm over vævet med elektroder, hvor på man måler spændingen over elektroderne. Dette princip bliver omtalt i artikel [1] hvor der er en beskrivelse af et prisbilligt kredsløb som kan måle BI. Der er diagrammer med komponentværdier som vil være et udgangspunkt for udviklingen af bioimpedans måleren. Der vil i de følgende afsnit blive gennemgået opbygningen af BI-måleren fra artiklen og til slut realiseret, testet op imod dokumentation fra artiklen og om der kan detekteres et synk.

3.3 Hardware

Overordnet bestod det samlede system af BI-måleren som vist i blokke i figur 3.4. Hvor det var muligt, blev komponenter inden de blev monteret på fumlebræt, først testet i simuleringssværtøjet Multisim. Her var det muligt at se om de fungerede som ønsket. I de følgende afsnit vil disse blokke blive beskrevet nærmere.

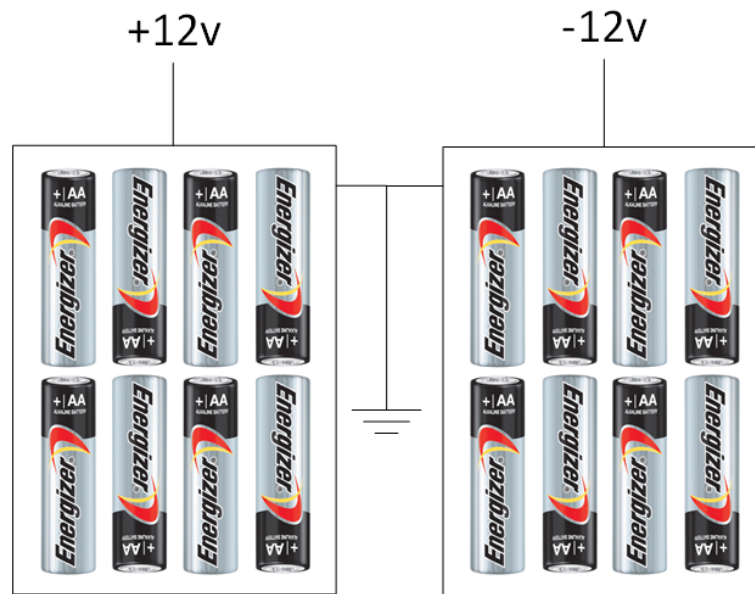


Figur 3.4: Blokdiagram over det oprindelige kredsløb[1]

3.3.1 Strømforsyning

I artiklen [1] blev der brugt en ± 12 V strømforsyning tilsluttet til netforsyningen. For at undgå netforsyningen blev der i stedet brugt almindelige AA batterier. For at bruge samme forsyningsspænding blev der valgt at sætte otte AA batterier i serie, som i figur 3.5, nu var det muligt at have en forsyning på +12 V og -12 V kun med batterier. Batterierne blev også valgt da de var nemt tilgængelige og fordi der ikke var nogle kritiske komponenter som var afhængige af en fast og præcis spænding som kunne resultere i fejlmålinger BI-måleren.

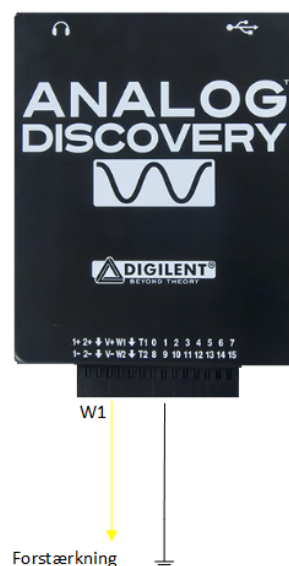
3.3. Hardware



Figur 3.5: 2x8 batterier sat sammen gav mulighed for at have en forsyning på ± 12 v, for at undgå at få stød fra netforsyningen.

3.3.2 Funktionsgenerator

Funktionsgeneratoren funktion var at sende en fast frekvens ind i kroppen og samtidig en fast spænding til strømgeneratoren. Analog Discovery tilsluttet en PC, blev brugt som funktionsgenerator, forbundet som på figur 3.6, da denne er nem og hurtig til at generere signaler. Den ønskede frekvens på 50 kHz blev brugt, da det er en brugt frekvens når der skal måles et synk[3] [2]. Amplituden blev sat til 2 V.



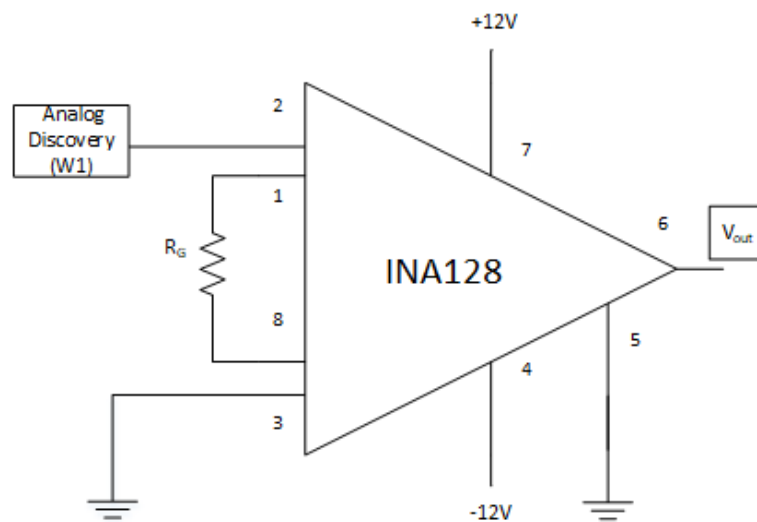
Figur 3.6: Diagram over hvilke porte på Analog discovery der blev brugt som funktionsgenerator. Waveform 1 som går videre til instrumentationsforstærkeren og ground som går til stel på fumlebrættet

3.3. Hardware

3.3.3 Forstærkning

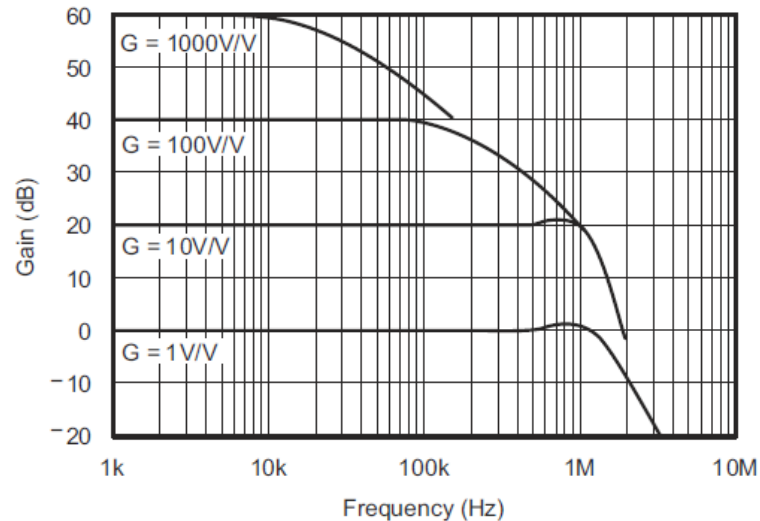
Signalet fra Analog Discovery gik ind til instrumentationsforstærkeren INA128 som der også blev brugt i artiklen. Figure 3.7 viser diagram over INA128, hvor den tilhørende gain modstand (R_G) på 51 kohm blev også brugt, da det gav en fordobling i forstærkning, ved opslag i datablad. På udgangen af INA128 var der nu 4V. Fordelene ved instrumentationsforstærkeren, udover at forstærke signalet, kan der nævnes[4]:

- Reducer common-mode støj
- Differentielt input
- gain justering med kun en modstand



Figur 3.7: Diagram over INA128 med differentielt input. Hvor den ene indgang (ben 2) var forbundet med Analog Discovery og (ben 3) forbundet til stel. Gain modstand (R_G på 51 kohm. Eksitastionsspændingen på ± 12 V. Udover var stel (ben 5) kom det forstærket signal ud (ben 6).

3.3. Hardware



Figur 3.8: Oversigt fra INA128 datablad over hvilke maks frekvenser INA128 kan arbejde indenfor ved bestemte gains.

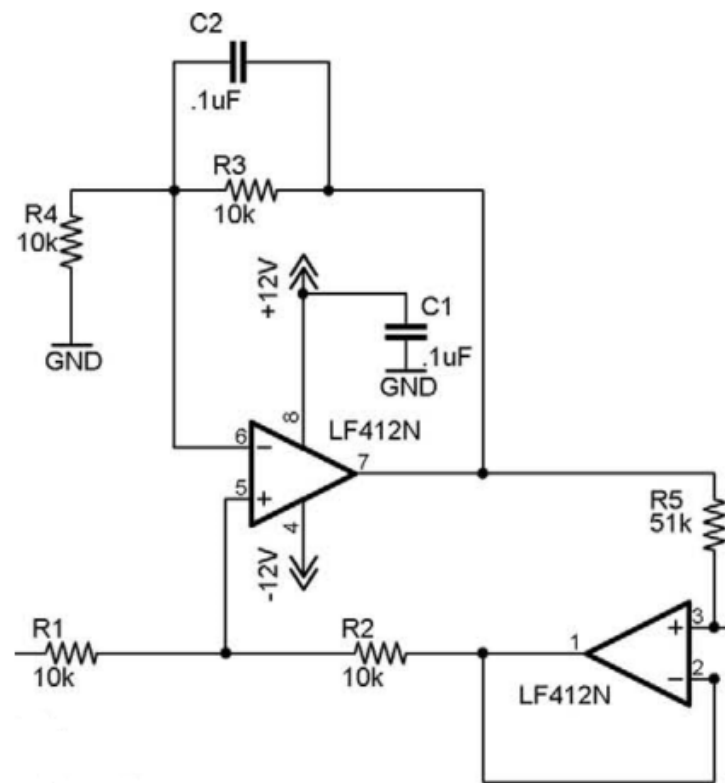
Ved en gain på 2 (V/V) kan der aflæses i figur 3.8 som er fra databladet til INA128, at båndbredden var over 100 kHz, hvilket er indenfor den ønskede frekvens på 50 kHz og at INA128 ikke er belastet på nogle måde.

3.3.4 Strømgenerator

Spændningen på 2 V kommer ind ved modstand R1 og strømmen ud ad ben 3 på LF412N. Kombinationen af bestemt ohmsk modstand størrelse og lav % tolerance modstand giver den faste strøm. Her er der brugt 1% modstande. Ved at ændre modstand R5, kan en ønsket strøm beregnes vha. formelen[1]:

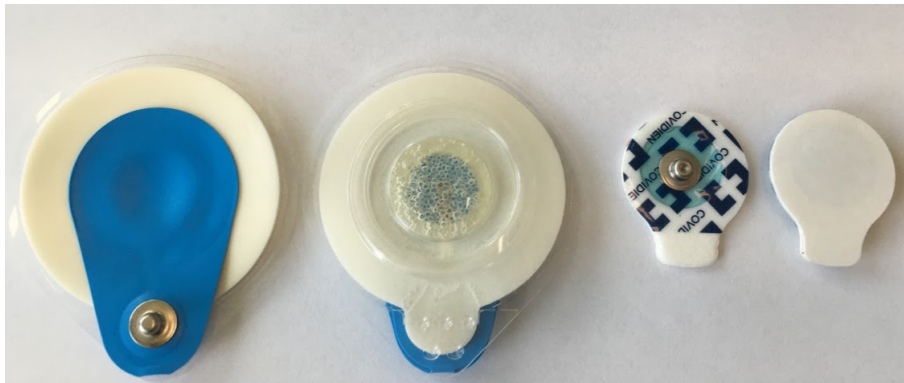
$$I_{tissue} = 2 * \frac{V_{in}}{R_5}$$

3.3. Hardware



Figur 3.9: Diagram over VCCS som er bygget op efter Howland princippet. Den faste spænding på 4V til VCCS giver en fast strøm på 23uA ved 50kHz.

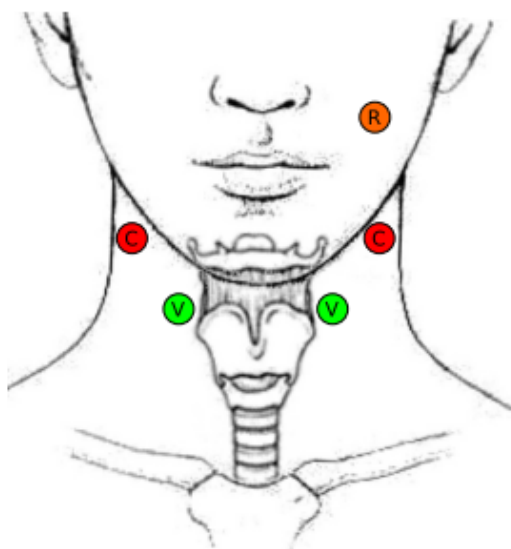
3.3.5 Elektroder



Figur 3.10: Ved målingerne er der blevet brugt EKG elektroder (venstre) og EMG elektroder (højre).

De forskellige elektroder kan ses i figur 3.10. EKG elektroderne er nemme at påsætte og indeholder meget gel som giver optimal kontakt, men fysisk fylder de meget. EMG elektroderne har mindre gel, men fylder næsten ingen ting. Der blev prøvet forskellige placeringer til elektroderne men brugte artikel [5] som vejledende placering 3.11.

3.3. Hardware

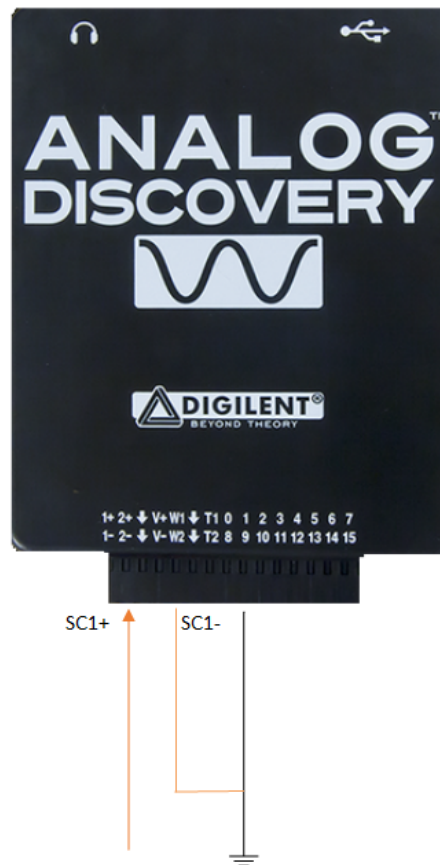


Figur 3.11: Placering af elektroderne som blev brugt til vejledning[5]

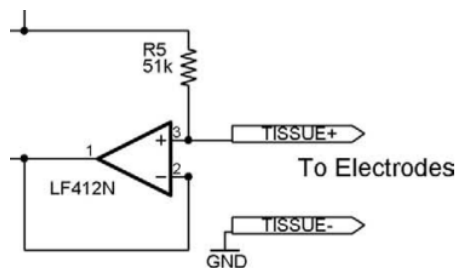
3.3.6 A/D-konverter

Analog Discovery er tilsluttet en pc via USB og det analogt signal blev samlet ved at måle over elektroderne. Der blev også monteret et multimeter i serie for at aflæse den konstante strøm.

3.4. Software



Figur 3.12: Scope channel 1 positiv blev brugt til at måle spændingen over elektroderne



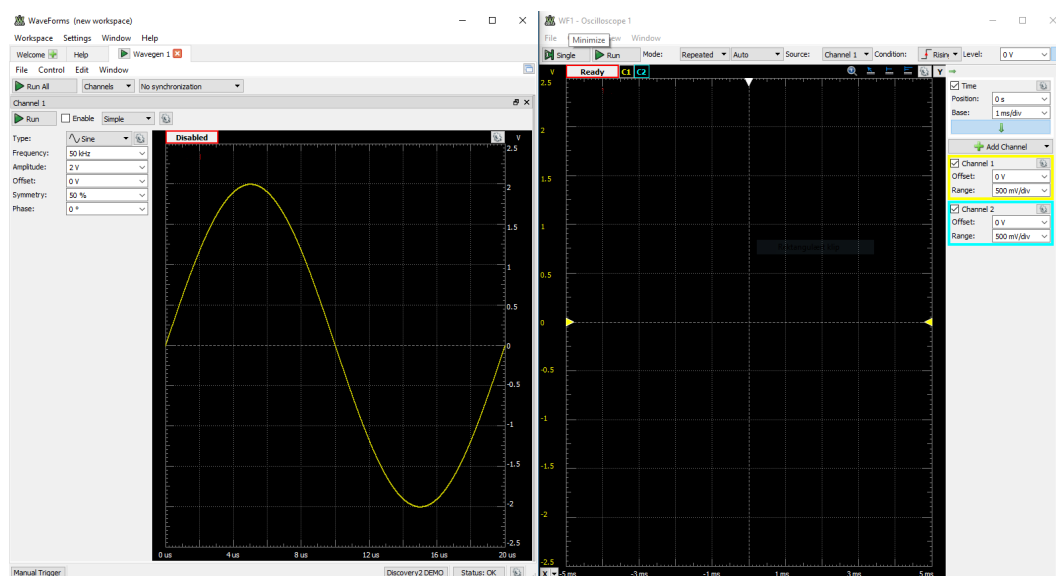
Figur 3.13: Der blev målt over elektroderne mellem ben 3 på LF412N og ground.

3.4 Software

3.4.1 Waveforms

I programmet Waveforms (som styrer Analog Discovery) kan frekvens og amplitude indstilles og resultatet kan ses i oscilloskopet. Dette blev brugt som det første til at måle og se om der kunne detekteres et synk.

3.5. Test af Bi-måler



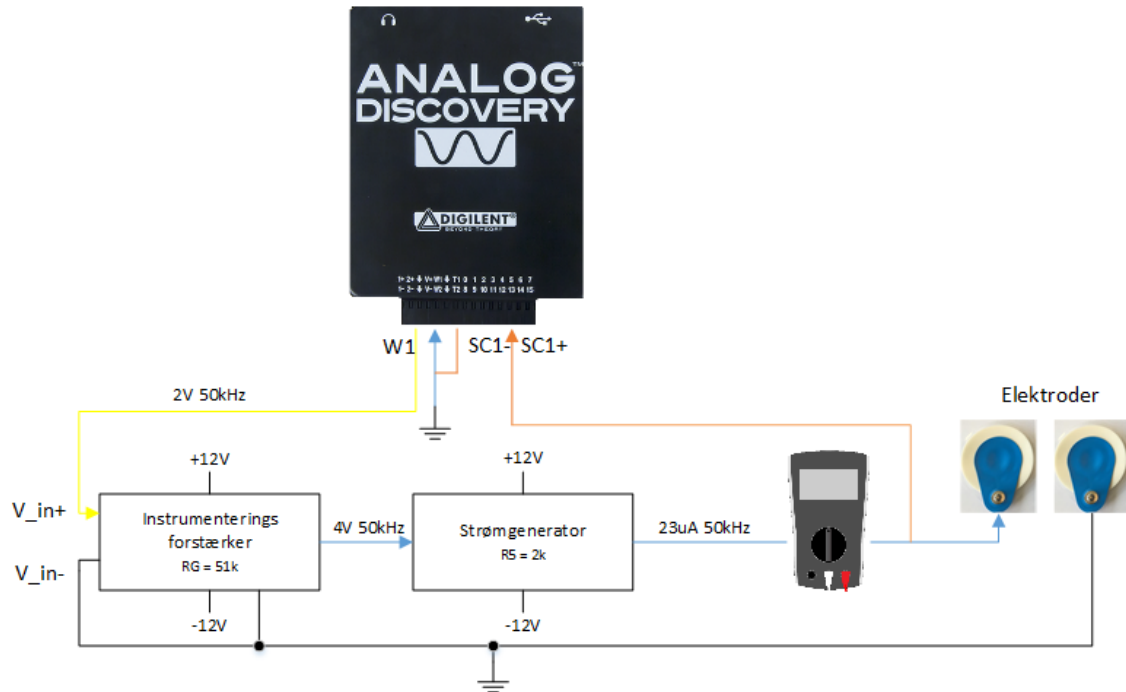
Figur 3.14: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og oscilloskop indstilles.

3.5 Test af Bi-måler

Nu vil kredsløbet blive testet. Kredsløbet blev bygget i simuleringsprogrammet multisim og på et fumlebræt. Begge med samme udgangspunkt som i figur 3.15. I den kommende testopstilling vil der blive bekræftet systemtes virkning op i mod dokumentationen fra den oprindelige artikel og andre testmetoder fra andre artikler. Da de i den oprindelige artikel brugte kredsløbet til at måle på skalpen vil der ske løbende ændringer af kredsløbet som passer bedre til at måle et synk over svælget med inspiration fra andre artikler.

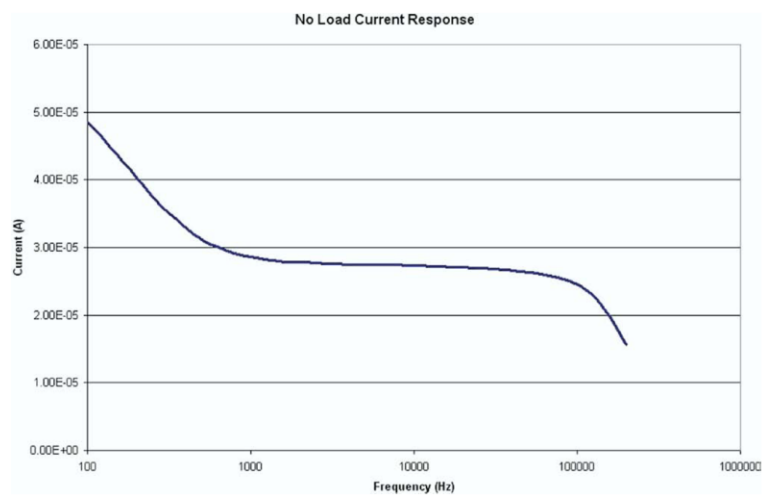
I testopstillingen blev kredsløbet bygget efter figurer 3.15 først i multisim og bagefter på et fumlebræt. Testen og resultaterne blev holdt op i mod dokumentationen fra den oprindelige artikel, som kan ses i figur 3.16 og 3.17. Ved at sammenligne resultaterne var det muligt at se om kredsløbet opførte sig korrekt og om det kunne bruges i den videre udvikling af synkereflexsmonitor.

3.5. Test af Bi-måler



Figur 3.15: Diagram over testopstilling på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign.

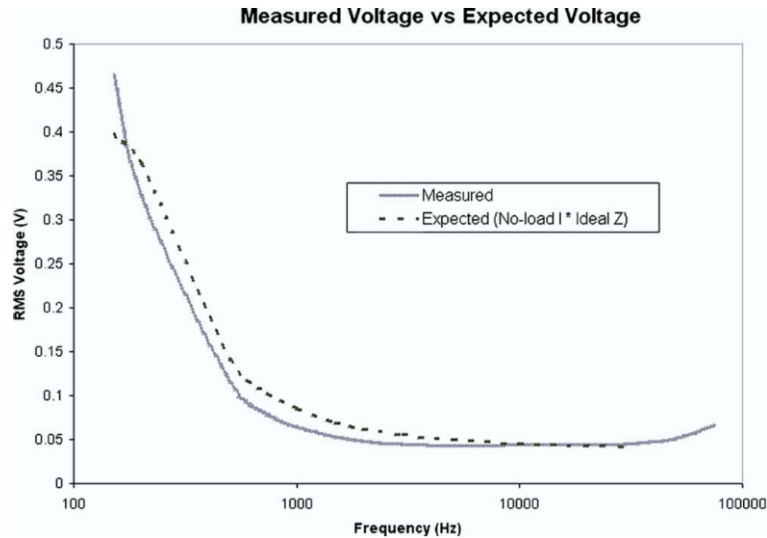
I artiklen får de grafen som vist i 3.16 fra deres kredsløb ved at der ikke er noget load på udgangen. Den fortæller hvad strømmen er ved forskellige frekvenser og at den er stabil fra 1 kHz til 100 kHz.



Figur 3.16: No-Load strøm respons af VCCS fra den oprindelige artikel[1].

Grafen i figur 3.17 viser spændingen ændre sig ved forskellige frekvenser når der monteret en vævsmodel på udgangen.

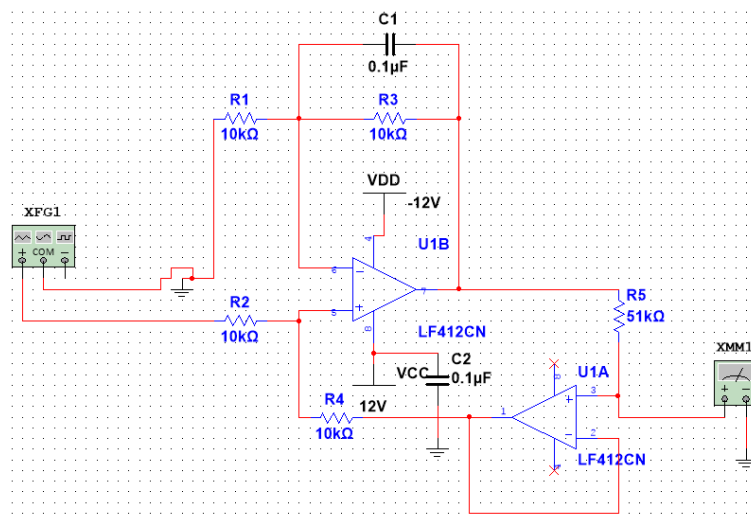
3.5. Test af Bi-måler



Figur 3.17: Målte spændinger over elektroderne med en vævsmodel påsat fra den oprindelige artikel[1].

3.5.0.1 Simulering

Opstilling af simuleringen af testopstilling 1 kan ses i figur 3.18.



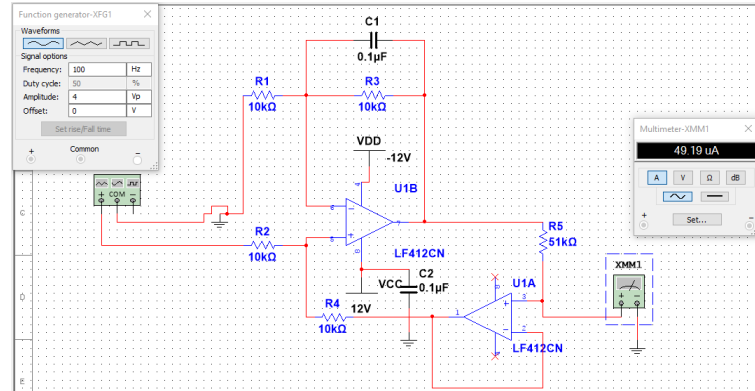
Figur 3.18: Diagram over testopstilling 1 i multisim på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign, dog uden instrumentationsforstærker.

No-Load

Til at bekræfte No-Load responset blev funktionsgeneratoren sat til 4V og 100Hz. På udgangen sad amperemeter for at kunne aflæse den konstante strøm.

Det kunne nu måles at den konstante strøm er på 49 μ A ved 100Hz, som det fremgår af figur 3.22 hvilket stemmer fint overens med figur 3.16 fra den oprindelige artikel. Ved at foretage flere målinger ved at varieres frekvensen kan der tegnes en graf til sammenligning.

3.5. Test af Bi-måler

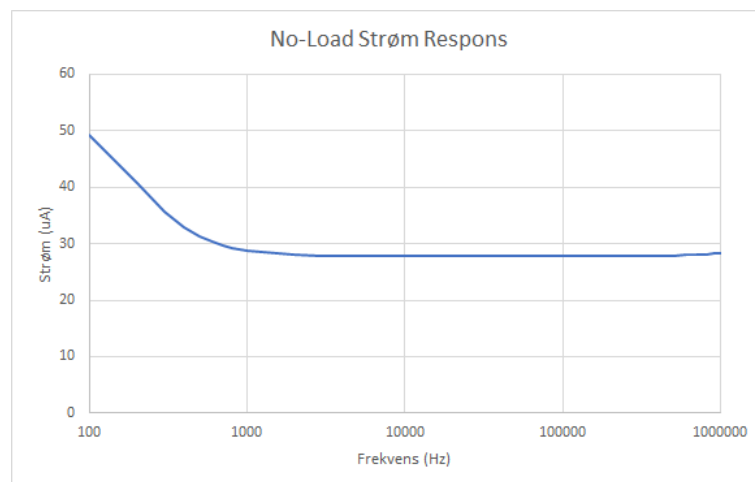


Figur 3.19: Diagram over testopstilling 1 i multisim ved 4V og 100Hz, kan den konstante strøm aflæses til 49uA.

I tabel 3.3 kan de brugte frekvenser ses og går fra 100Hz til 20kHz med et passende interval. På baggrund af disse målinger kan der laves en graf over strøm responset som i 3.16.

Hz	uA	Hz	uA	Hz	uA	Hz	uA
100	49,19	2000	27,99	30000	27,73	400000	27,87
200	40,74	3000	27,84	40000	27,73	500000	27,93
300	35,68	4000	27,79	50000	27,73	600000	27,99
400	32,90	5000	27,77	60000	27,73	700000	28,07
500	31,30	6000	27,76	70000	27,74	800000	28,16
600	30,32	7000	27,75	80000	27,74	900000	28,25
700	29,69	8000	27,75	90000	27,74	1000000	28,32
800	29,26	9000	27,74	100000	27,74		
900	28,95	10000	27,74	200000	27,78		
1000	28,73	20000	27,73	300000	27,82		

Tabel 3.1: Målt strøm over elektroderne ved bestemte frekvenser.

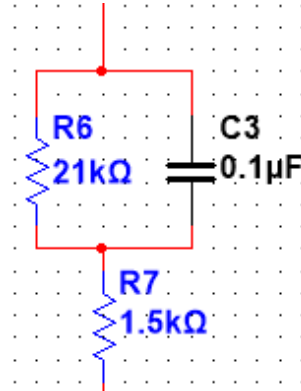


Figur 3.20: Resultatet af den målte strøm ved varieret frekvenser, som kan sammenlignes med figur 3.16. X akse er i logaritmisk skala.

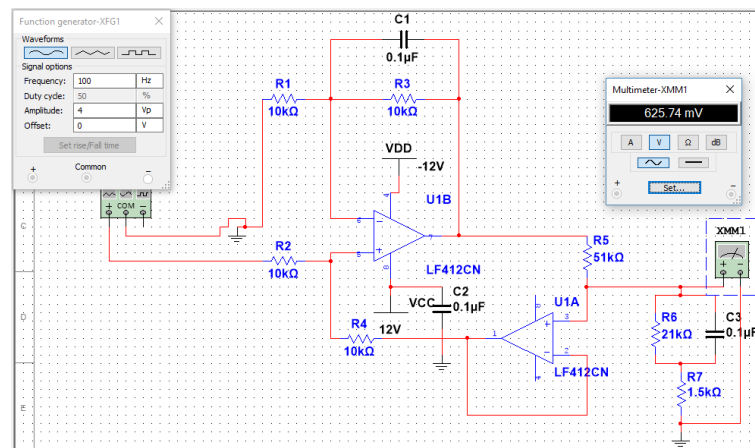
3.5. Test af Bi-måler

Målte spænding

Den målte spænding måles over elektroderne og ved at tilføje en vævsmodel som i figur 3.21, vil spændingen ændre sig ved forskellige frekvenser. Vævsmodellen bruges til at verificere nøjagtighed og repeterbarhed af kredsløbet[1].



Figur 3.21: Vævsmodel med to modstande og en kondensator, som viser en elektrisk model over et væv.

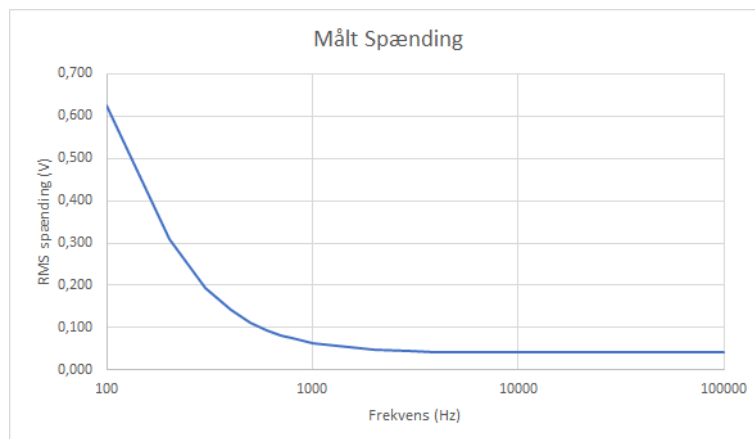


Figur 3.22: Diagram over testopstilling 1 i multisim ved 4 V og 100Hz, hvor spændingen kan aflæses over elektroderne.

Hz	VRMS	Hz	VRMS	Hz	VRMS
100	0,626	2000	0,047	30000	0,041
200	0,311	3000	0,044	40000	0,041
300	0,195	4000	0,043	50000	0,041
400	0,141	5000	0,042	60000	0,041
500	0,112	6000	0,042	70000	0,041
600	0,094	7000	0,042	80000	0,041
700	0,083	8000	0,041	90000	0,041
800	0,074	9000	0,041	100000	0,041
900	0,068	10000	0,041		
1000	0,064	20000	0,041		

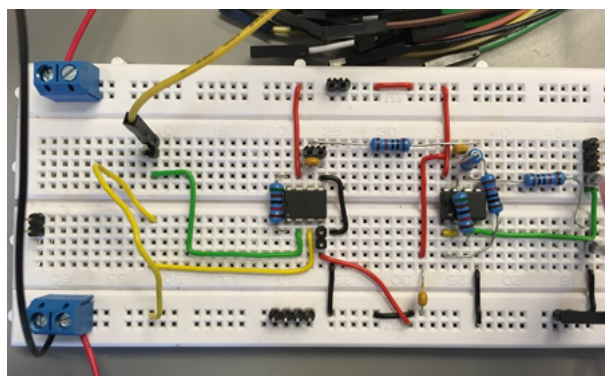
Tabel 3.2: Målt VRMS ved bestemte frekvenser.

3.5. Test af Bi-måler



Figur 3.23: Grafen viser de plottet frekvenser, som kan sammenlignes med figur 3.17 fra den oprindelige artikel.

3.5.0.2 Fumlebræt



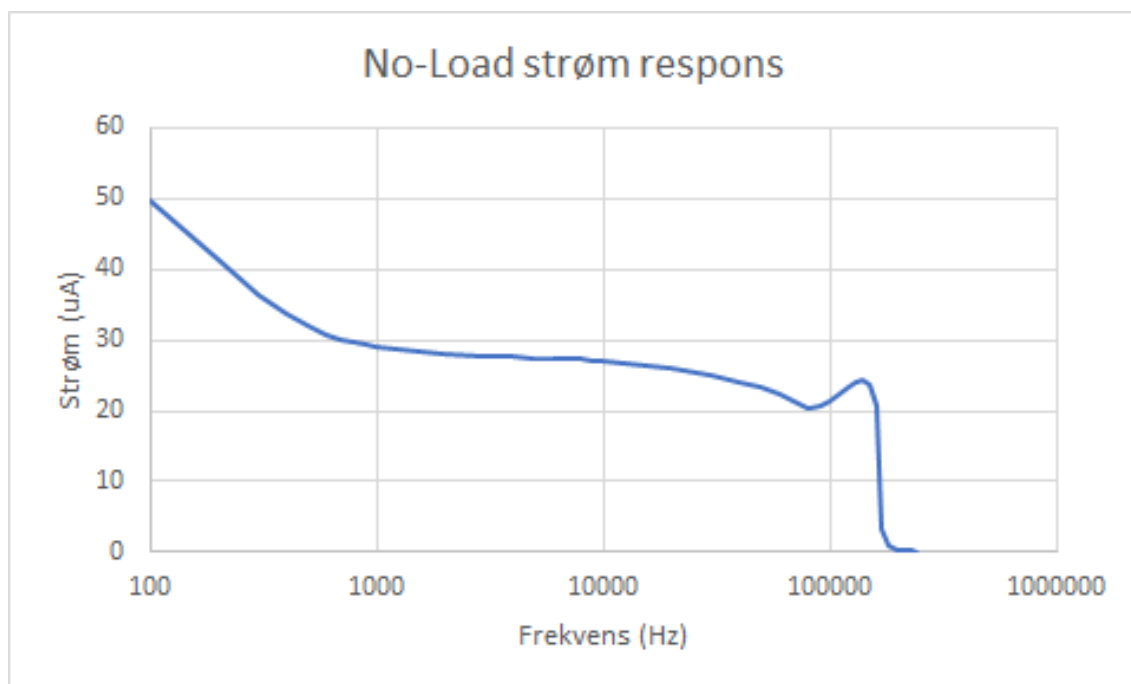
Figur 3.24: Billede af testopstilling 1 på fumlebræt på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign.

No-Load

Hz	uA	Hz	uA	Hz	uA	Hz	uA
100	49,8	2000	28,1	30000	25	130000	23,9
200	41,5	3000	27,8	40000	24,1	140000	24,3
300	36,5	4000	27,6	50000	23,2	150000	23,8
400	33,6	5000	27,5	60000	22,5	160000	20,7
500	31,9	6000	27,4	70000	21,2	170000	3,2
600	30,8	7000	27,3	80000	20,2	180000	1,1
700	30,2	8000	27,2	90000	20,6	190000	0,5
800	29,3	9000	27	100000	21,4	200000	0,3
900	29,3	10000	26,9	110000	22,3	210000	0,2
1000	29,1	20000	25,9	120000	23,2	220000	0,1

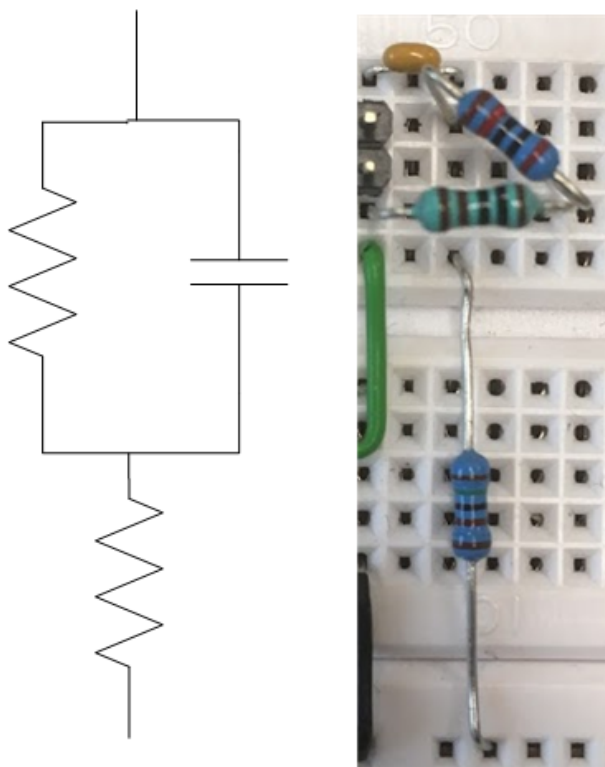
Tabel 3.3: Målt strøm over elektroderne ved bestemte frekvenser.

3.5. Test af Bi-måler



Figur 3.25: Grafen viser målt RMS.

Målte spænding

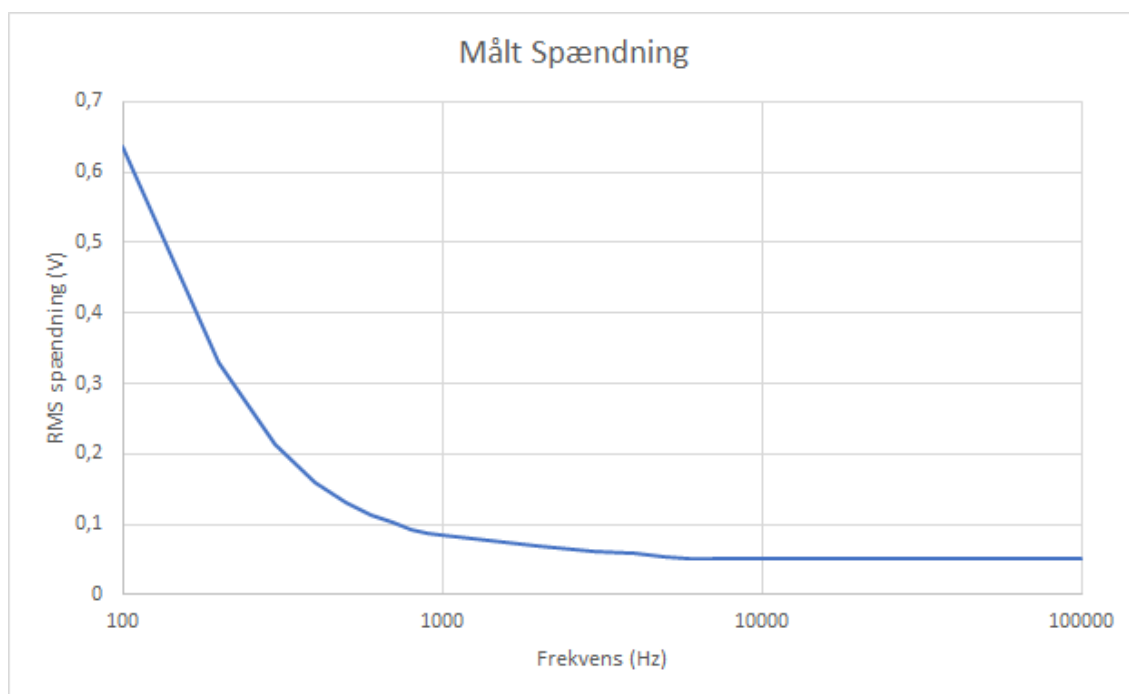


Figur 3.26: Grafen viser målt RMS.

3.6. Konklusion

Hz	VRMS	Hz	VRMS	Hz	VRMS
100	0,6375	2000	0,068	30000	0,0502
200	0,3294	3000	0,062	40000	0,0504
300	0,2132	4000	0,058	50000	0,0501
400	0,1593	5000	0,054	60000	0,0505
500	0,13	6000	0,052	70000	0,0512
600	0,1129	7000	0,0513	80000	0,0507
700	0,1015	8000	0,051	90000	0,0514
800	0,09345	9000	0,0507	100000	0,0507
900	0,08805	10000	0,0515		
1000	0,084	20000	0,0502		

Tabel 3.4: Målt VRMS ved bestemte frekvenser på fumlebræt.



Figur 3.27: Grafen viser målt RMS.

3.6 Konklusion

EMG-måler 4

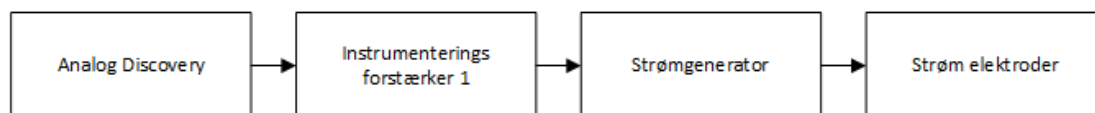
Det modificeret kredsløb

5

Erfaringerne fra det oprindelige kredsløb og metoder fra andre artikler blev testet for til slut at kunne vælge det endelige videre system i projektet. Den overordnet ændring er at hardware blev delt op i to dele, en strømgenerator og spændingsmåler. Denne løsning er blevet brugt i flere artikler, [5], [6].

5.1 Hardware del 1 - Strømgenerator

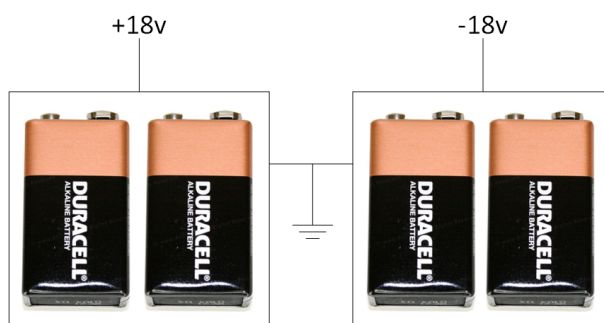
I denne hardware del 1 blev der genereret strøm til to elektroder. I figur 6.1 kan de enkelte komponenter ses.



Figur 5.1: Forløbet over generationen af den faste strøm.

5.1.1 Strømforsyning

Strømforsyningen er blevet øget fra ± 12 til ± 18 da dette giver en højere excitationsspænding som bidrager til en øget strøm som kan genereres.



Figur 5.2: Ved brug af fire 9V batterier kan excitationsspænding komme op på $\pm 18V$.

5.1.2 Funktionsgenerator

Signalet fra funktionsgeneratoren blev øget til 4V og bibeholdt 50kHz.

5.1.3 Forstærkning

Forstærkningen blev nu øget fra 4V til 8V strømgeneratoren.

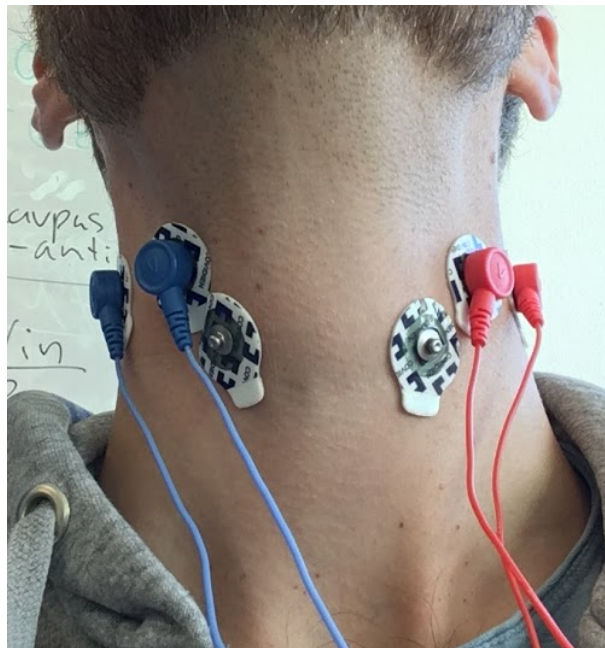
5.1. Hardware del 1 - Strømgenerator

5.1.4 Strømgenerator

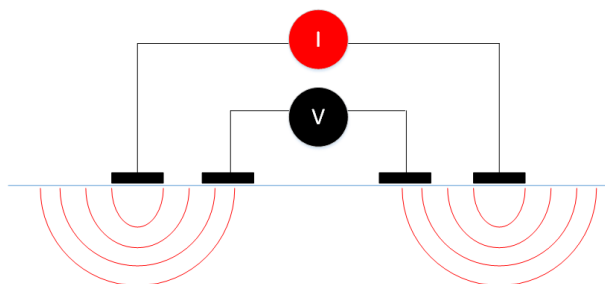
Der vælges at øge strømmen til $500\mu\text{A}$ ved at ændre R_5 til 2k , da artiklerne [6], [7] og [3] bruger denne strøm til at detektere BI over svælget.

5.1.5 Elektroder

Der blev testet med begge elektroder fra figur 3.10 og med forskellige placeringer. Strømmen og den målte spændingen er nu blevet ført over sine egne ledninger. BI er bedst at måle med fire elektroder, for at undgå utilsigtet inklusion af elektrode impedans ved kun brug af to elektroder [8, s. 420-421].

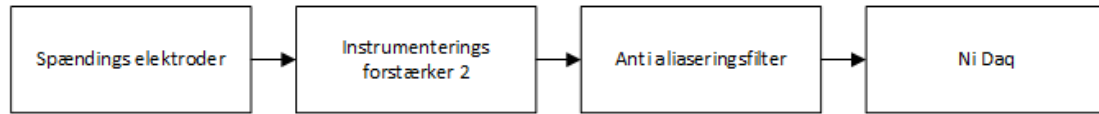


Figur 5.3: Der er prøvet med forskellige elektrode placeringer. Hvor strøm elektroder er yderst og spændingen måles inderst.



Figur 5.4: Diagram for hvordan man måler BI, med en fast strøm hvor spændingen kan måles over.

5.2 Hardware del 2 - Spændingsmåler



Figur 5.5: Bioimpedans ud

5.2.1 Strømforsyning

Da strømforsyningen var øget til $\pm 18\text{V}$ for del 1, blev del 2 forsynet med den samme excitationsspænding.

5.2.2 Elektroder

Der blev testet med begge elektroder fra figur 3.10 og med forskellige placeringer.

5.2.3 Forstærkning

Da det var en lille spænding der målt blev den forstærket op samtidig med at støj blev reduceret. Der blev stadig holdt øje om båndbredden var indenfor hvad INA128 kunne leverer ved forskellige gains. Gain blev sat til 10, hvilket der ok som det kan aflæses i figur 3.8.

5.2.4 Antialiaseringsfilter

Antialiaseringsfilteret består af et lavpas filter med en knækfrekvens på 50kHz , da synket er blevet amplitudemoduleret ved denne frekvens. Lavpasfilteret blev et 2.ordenfilter da det ville dæmpe med -40dB pr. dekade, således at ved 500kHz er det dæmpet -40dB .

5.2.5 A/D konverter

Når signalet er blevet forstærket til det ønskede spændingsniveau som er brugbart for A/D konverteren, er det muligt at sample signalet. Ved at vælge en høj samplingfrekvens på 1MHz , fik vi samplet det dobbelte af det halve af nyquist frekvens.

5.3. Software

5.3 Software

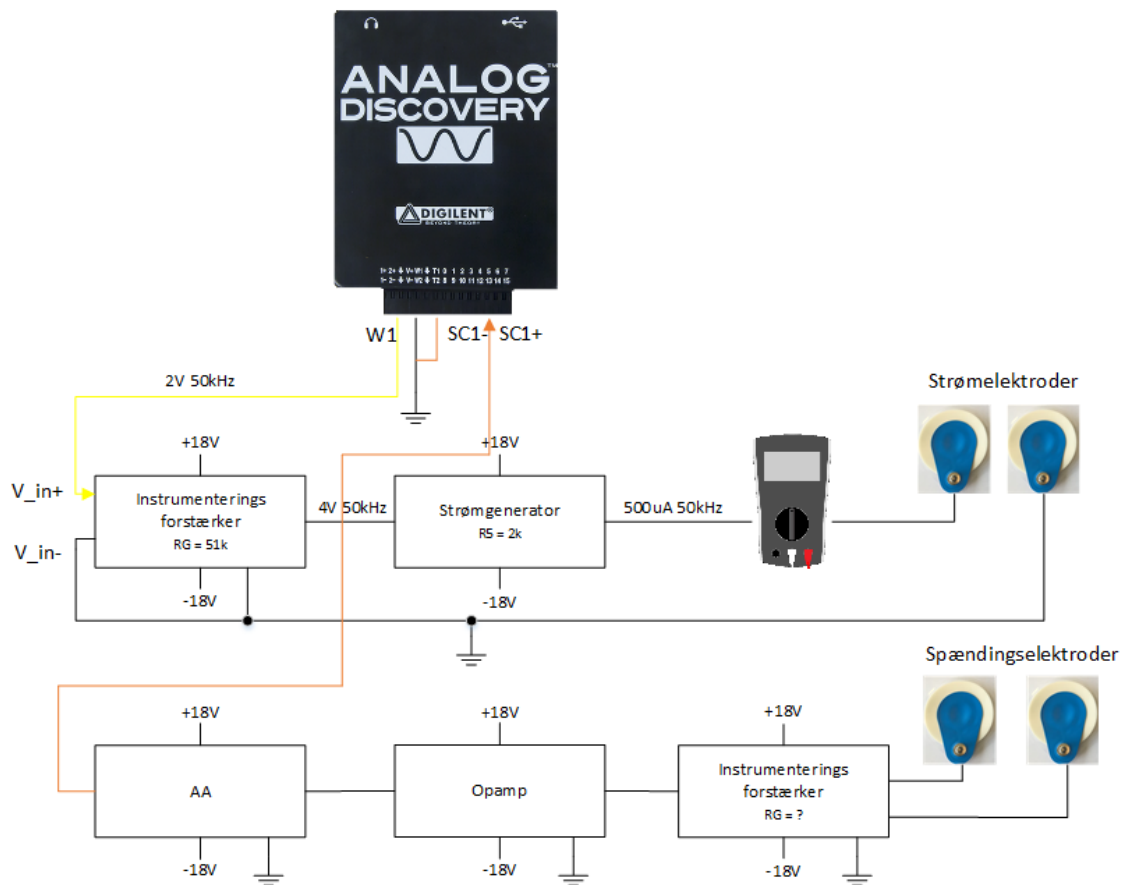
5.3.1 Matlab

5.4 Testopstillinger

5.4.1 Testopstilling 1

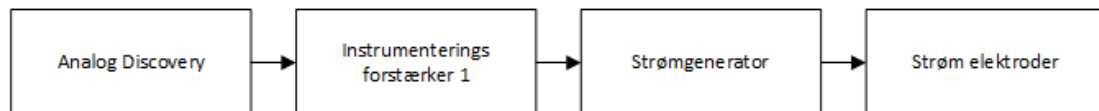
5.4.2 Testopstilling 2 - LM318N

5.4.3 Testopstilling 3 - OPAMP



Figur 5.6

5.5 Konklusion



Figur 6.1: Bioimpedans ud

Instrumenterings forstærker 1

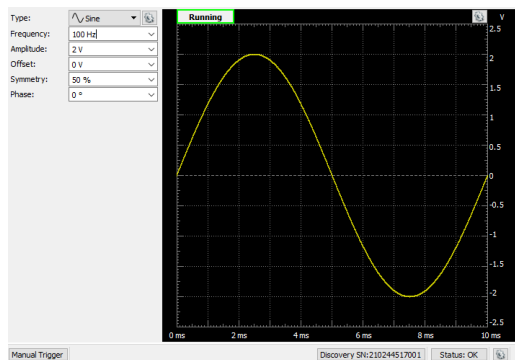
I det oprindelig design af BI konstateret vi at det var lavet lavet til at måle BI'er på skulpen og ikke over svælget. Derfor valgte vi at instrumenterings forstærkeren fik et større signal ind fra Analog Discovery på 2V og 50kHz. I det hele taget undrede vi over artiklens valg af brug af instrumenterings forstærker i starten af kredsløbet, da den ikke er et must for at realisere kredsløbet. Men dens eneste formål var at nedbringe common-mode støj fra funktions generatoren, så vi valgte at beholde denne da vi også vil undgå så meget støj som muligt videre i kredsløbet. Gain var oprindeligt sat til 51 Kohm hvilket giver det dobbelte af hvad instrumenterings forstærkeren tilføje. I diagrammet på figur ?? kan det ses at instrumenterings forstærkeren bliver forsynet med +12/-12 V, men der er her valgt at -12 V skal direkte til ground, hvilket har resulteret i at instrumenterings forstærkeren ikke fungerer korrekt, så der er den i stedet forsynet med -12 V og ikke ground.

Strømgenerator

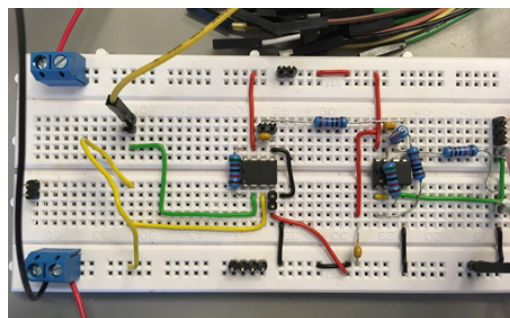
Det forstærket signal som kommer fra udgangen på instrumenterings forstærkeren løber over til strømgeneratoren. Denne strømgenerator er en Howland bridge. Sammensætningen af modstandene er vigtige og deres tolerance skal være lav for at få en korrekt og konstant strøm. For at justerer strømmen kan R5 udskiftes i kredsløbet. For at få en konstant strøm omkring ca. 500 uA, er modstanden ændret fra 51 Kohm til 2 Kohm.

Det oprindelige kredsløb

Først bygges det oprindelige kredsløb som det er opgivet og der bliver foretaget en no load test, for at se om det stemmer overens med figuren fra artiklen.



Figur 6.2: A figure

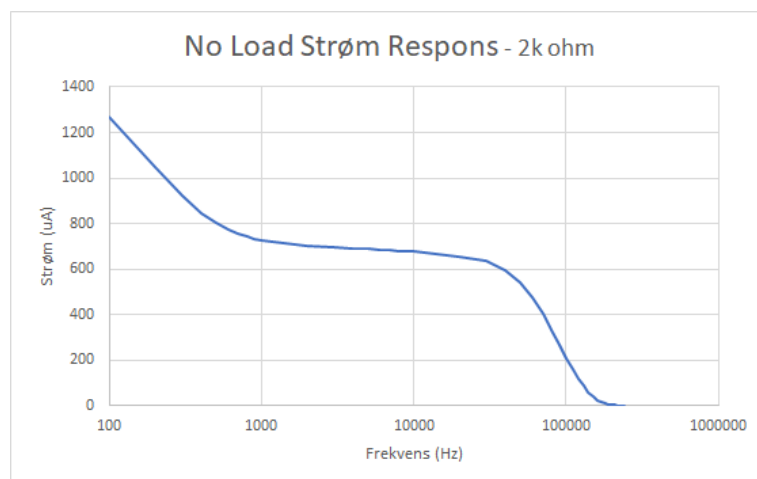


Figur 6.3: Another figure

Det modificeret kredsløb

Hz	uA
100	1268
200	1051
300	920
400	845
500	802
600	775
700	756
800	744
900	735
1000	728
2000	703
3000	696
4000	692
5000	688
6000	685
7000	683
8000	680
9000	678
10000	676
20000	675
30000	634
40000	596
50000	542
60000	475
70000	405
80000	332
90000	268
100000	210
110000	161
120000	120
130000	87
140000	60
150000	40
160000	25
170000	16
180000	10
190000	6
200000	4
210000	2
220000	1
230000	1
240000	0

Tabel 6.1: Student Database



Figur 6.4: 2-D scatterplot of the Student Database

Overvejelser om mulige løsninger løsninger I har valgt, begrundelsen herfor grundlæggende valg af hardware- og softwaremæssige komponenter, som er kritiske for realisering af

systemet

For at træffe et valg kan der analyseres og diskuteres forskellige løsninger mht. til ydeev-ne, pris, leveringstid og forhåndskendskab. Disse kan med fordel opstilles i tabelform.

Anti-alisering Elektroder Konstant strøm Lavpas filtering Ensretter Sampling af signal [?

Konklusion 7

Litteratur

- [1] Kevin R. Aroom, Matthew T. Harting, Charles S. Cox, Ravi S. Radharkrishnan, Carter Smith, and Brijesh S. Gill. Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation. *Journal of Surgical Research*, 153(1):23–30, 2009.
- [2] Steven Brantlov, Leigh C. Ward, Lars Jødal, Søren Rittig, and Aksel Lange. Critical factors and their impact on bioelectrical impedance analysis in children: a review. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 41(1):22–35, 2017.
- [3] T Kusuhara, T Nakamura, Y Shirakawa, K Mori, Y Naomoto, and Y Yamamoto. Impedance pharyngography to assess swallowing function. *The Journal of international medical research*, 32(6):608–16, 2004.
- [4] Peter Johansen. Instrumentationsforstærkeren. pages 1–9, 2014.
- [5] H. Nahrstaedt, C. Schultheiss, R. O. Seidl, and T. Schauer. Swallow detection algorithm based on bioimpedance and EMG measurements. In *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, 2012.
- [6] Chris J Chester, Paul T Gaynor, Richard D Jones, and Maggie-Lee Huckabee. Electrical bioimpedance measurement as a tool for dysphagia visualisation.
- [7] Christopher J Chester. Electrical-Impedance Biofeedback Instrument for Swallowing Rehabilitation. 2014.
- [8] David S Holder. *Electrical impedance tomography: methods, history and applications*. CRC Press, 2004.