

BILAG 4

Analyse

19. december 2017

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1	Indledning	2
Kapitel 2	Bioimpedans	4
2.1	Introduktion	4
2.2	Opbygning af BI-måler	6
2.3	Hardware	6
2.3.1	Power Supply	7
2.3.2	Funktionsgenerator	7
2.3.3	Forstærkning	8
2.3.4	Strømgenerator	9
2.3.5	Elektroder	10
2.3.6	A/D-konverter	11
2.4	Software	12
2.4.1	Waveforms	12
2.5	Test af BI-måler	13
2.5.1	Simulering	15
2.5.1.1	No-Load	15
2.5.1.2	RMS spænding	17
2.5.2	Fumlebræt	18
2.5.2.1	No-Load	19
2.5.2.2	RMS spænding	20
2.6	Detektion af synk	22
Kapitel 3	EMG-måler	24
Kapitel 4	Konklusion	25
Litteratur		27

Indledning

1

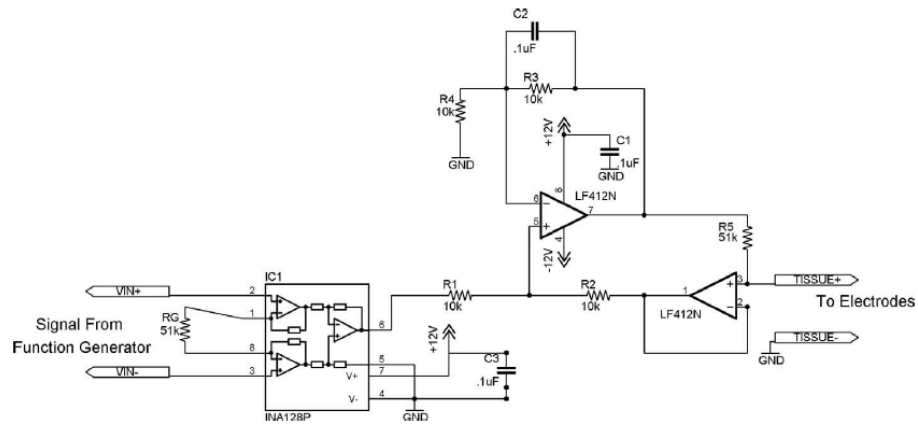
I dette bilag vil der blive beskrevet de overvejelser, der er gjort omkring den endelige løsning, som dette projekt skal munde ud i og de erfaringer der er draget på baggrund af de udført tests på bioimpedans-måler kredsløbet fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*". Artiklen har været kilden til inspiration, da den beskriver de grundlæggende elementer, der skal være tilstede når man udvikler en simpel bioimpedans-måler(BI-måler). I artiklen er der givet et kredsløb, der kan ses på figur 1.1, som repræsenterer en simpel BI-måler. Den består af en instrumenteringsforstærker, en strømgenerator og to elektroder. Kredsløbet fungerer ved at funktionsgeneratoren genererer et AC signal, som sendes igennem en strømgenerator. På baggrund af det indsendte signal genereres der en konstant strøm ud af strømgeneratoren. Denne kendte strøm sendes til et måleobjekt igennem to elektroder. Ved at måle spændingsfaldet over elektroderne, kan man bestemme måleobjektets bioimpedans vha. af ohms lov:

$$R = \frac{V}{I}$$

Formålet med analysefasen er at implementere det omtalte kredsløb på et fumlebræt for derefter at teste det. Forskerne bag denne artikel har anvendt kredsløbet til at måle bioimpedans på skalpen. Om det sammen kredsløb kan anvendes til detektering og monitorering af et synk, skal det planlagt tests vise.

For at realisere kredsløbet er der indkøbt præcist de samme komponenter som artiklens kredsløb gør brug af, med undtagelse af udstyr som oscilloskop, funktionsgenerator og A/D-konverter.

I de følgende afsnit gennemgås kort principperne, som anvendes, når der måles bioimpedans. Efterfølgende analyseres, realiseres og tests den overnævnte kredsløb fra artiklen. Tilslut præsenteres testens resultater og de erfaringer, der er opnået under testen.



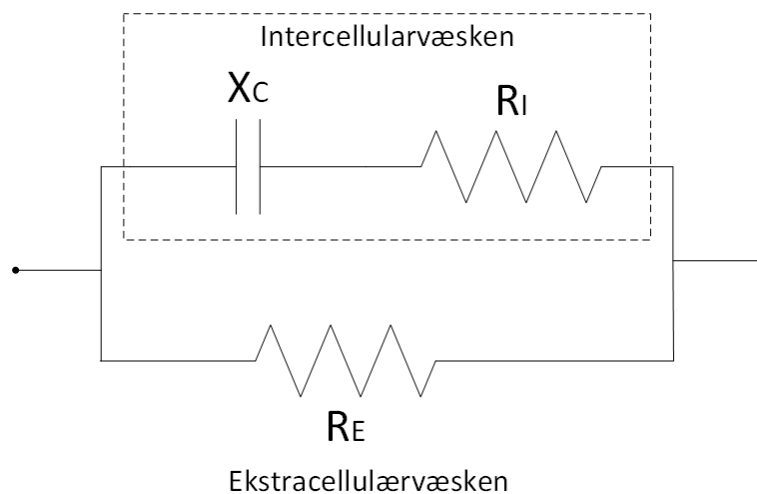
Figur 1.1: Diagram over det oprindelige kredsløb[1]

Bioimpedans 2

2.1 Introduktion

Bioimpedans måling er en non-invasiv målemetode som er simpel og hurtig at udføre. Måleteknikken består i at man placere to sæt elektroder der hvor man ønsker at måle. Det ene sæt af elektroderne transmitterer en uskadelig AC strøm i mikrovolt området til måleregionen, hvorimod det andet sæt bruges til at måle spændingsfaldet over måleregionen. Herfra kan man måle den elektriske impedans, når forholdet mellem spænding og strøm i vævet ændrer sig. Impedansen i vævet varierer fra væv til væv, da væske og elektrolytter har en høj ledningsevne, som giver en lav impedans hvorimod fedt og knogler har en lav ledningsevne, der resulterer en høj impedans.[2]

Det biologiske væv kan vises som en elektrisk model, der består af tre elektriske komponenter (to modstande og en kondensator). Den ene modstand sammen med kondensatoren repræsenterer målregionens intracellulærvæske hvorimod den anden modstand repræsenterer ekstracellulærvæsken, se figur 2.1.

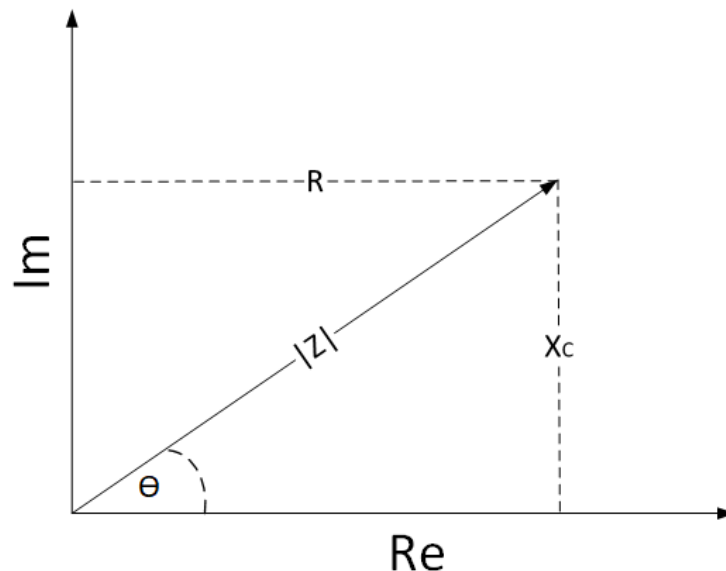


Figur 2.1: Figuren viser et biologisk væv repræsenteret som et elektrisk kredsløb. Intracellulærvæsken består af modstanden R_I og kondensatoren X_C , der har kapacitive egenskaber. R_E er modstanden i ekstracellulærvæsken

2.1. Introduktion

Bioimpedansen eller den elektriske impedans (Z), der skal måles siger noget om modstanden som den injicerede strøm møder i vævet. Denne impedans består to elementer, en modstand (R) og en reaktance X_C , som kan plottes i et koordinatsystem, der har en real- og imaginærdel. Værdien af Z kan beregnes som følgende:

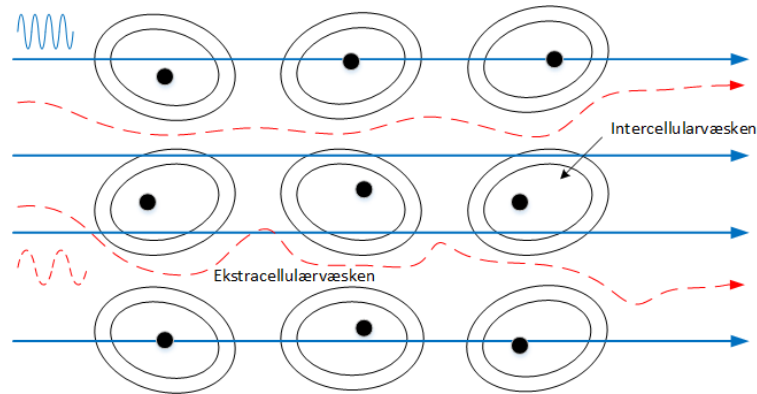
$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (2.1)$$



Figur 2.2: Forholdet imellem den capacitive reaktans (X_C), modstanden (R), impedansen (Z) og fasevinklen (θ) i grader.

Når man måler impedansen af et biologisk væv, er frekvensens størrelse afgørende for resultatet af impedansen, da vævet har kondensator egenskaber som er frekvens afhængig. Ved lave frekvenser under 100 Hz løber strømmen kun i ekstracellulærvæsken, da den totale impedans er mere resistiv. Figur 2.3 viser strømflowet i vævet. Cellens membran sørger for at der ikke kan passere strøm med lave frekvenser (rød) igennem cellen. Ved højere frekvenser er det muligt for strømmen at bryde membranen og trænge igennem cellens intracellulærvæske (blå). Dette medfører at strømmen kommer i kontakt med de elektriske ioner i intracellulærvæsken, hvilken giver en lavere impedans.

2.2. Opbygning af BI-måler



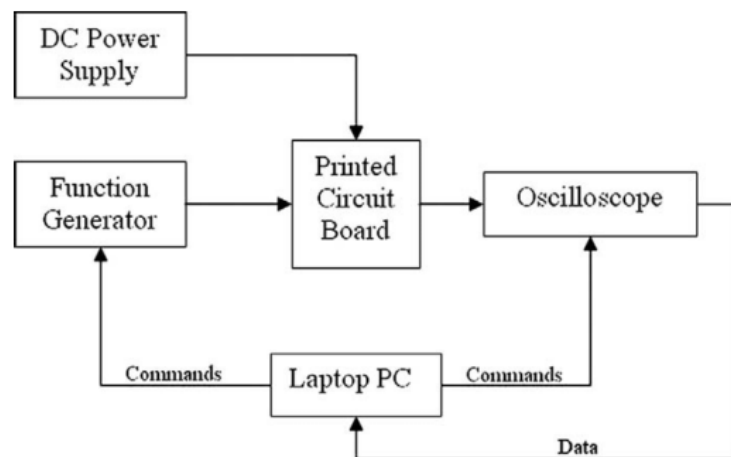
Figur 2.3: Strømflow igennem cellemembranen

2.2 Opbygning af BI-måler

Den omtalte artikel i starten af dette bilag indeholder et kredsløb, der er prisbilligt. Kredsløbets komponenter har i alt kostet *kr.*100 [3]. Opbygning af dette kredsløb vil blive gennemgået i det følgende.

2.3 Hardware

Overordnet består det samlede system af et kredsløb, der repræsenterer en BI-måler, en funktionsgenerator, en forsyningskilde, et oscilloskop og en PC, der styrer funktionsgeneratoren og oscilloskopet, se 2.4. Inden kredsløbets komponenter blev implementeret på et fumlebræt, blev komponenter simuleret vha. simuleringssværktøjet Multisim. Disse simuleringresultater vil blive præsenteret senere. I de følgende afsnit beskrives, hvordan figur 2.4s blokke er implementeret.

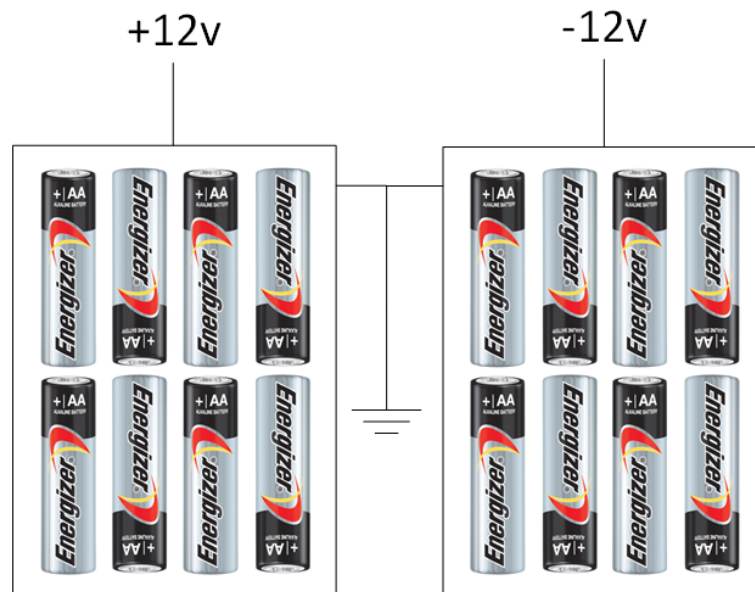


Figur 2.4: Blokdiagram over det angivne kredsløb [1]

2.3. Hardware

2.3.1 Power Supply

I artiklen er der brugt en ± 12 V spændingsforsyning tilsluttet til netforsyningen. Af hensyn til måleobjektets sikkerhed anvendes almindelige AA batterier i stedet for netforsyningen, når denne blok implementeres. For at bruge samme forsyningsspænding som i artiklen, blev der valgt at sætte otte AA batterier i serie med hinanden, se figur 2.5. På den måde opnås der en forsyning på ± 12 V uden at bruge netforsyningen.

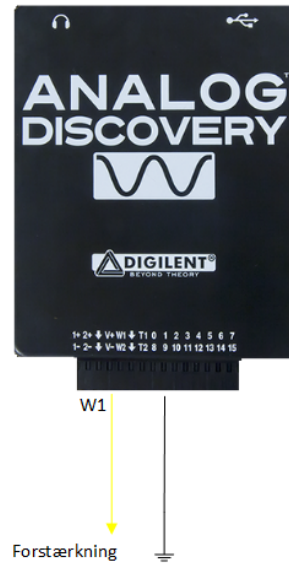


Figur 2.5: 2x8 batterier sat i serie med hinanden

2.3.2 Funktionsgenerator

Funktionsgeneratorens funktion er at sende en fast frekvens og spænding til strømgeneratoren. Til dette formål er der brugt Analog Discovery(AD) tilsluttet til en PC, se 2.6. Fra PC'en styres AD via. softwaren WaveForms. Den ønskede frekvens er sat til 50 kHz, da det er en brugt frekvens når der skal måles et synk[4] [2]. Amplituden blev sat til 2 V.

2.3. Hardware



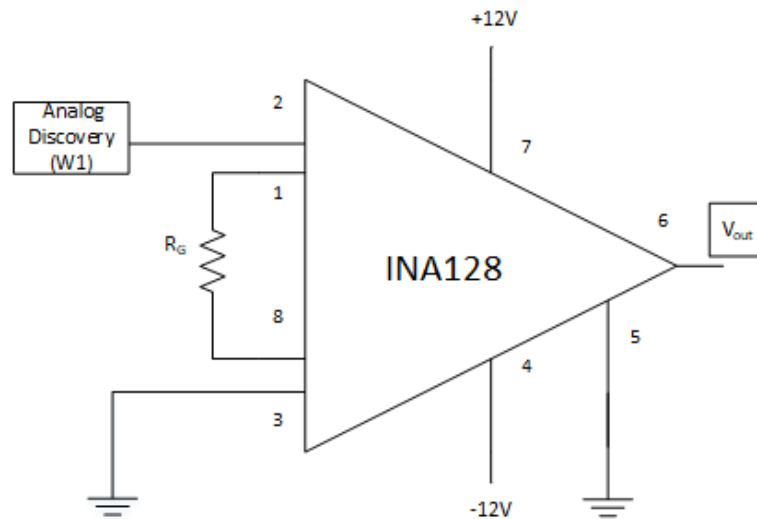
Figur 2.6: Diagram over hvilke porte på Analog Discovery der blev brugt som funktionsgenerator.

2.3.3 Forstærkning

Signalet fra Analog Discovery kommer ind til instrumentationsforstærkeren INA128. Figure 2.7 viser diagram over INA128 med den tilhørende gain modstand (R_G) på $51k\Omega$. Denne gain modstand gør at signalet fra funktionsgeneratoren bliver fordoblet[5]. Fordelene ved instrumentationsforstærkeren, udover at forstærke signalet, er at den har [6]:

- Høj common-mode rejection
- Differentielt input
- gain justering med kun en modstand

2.3. Hardware



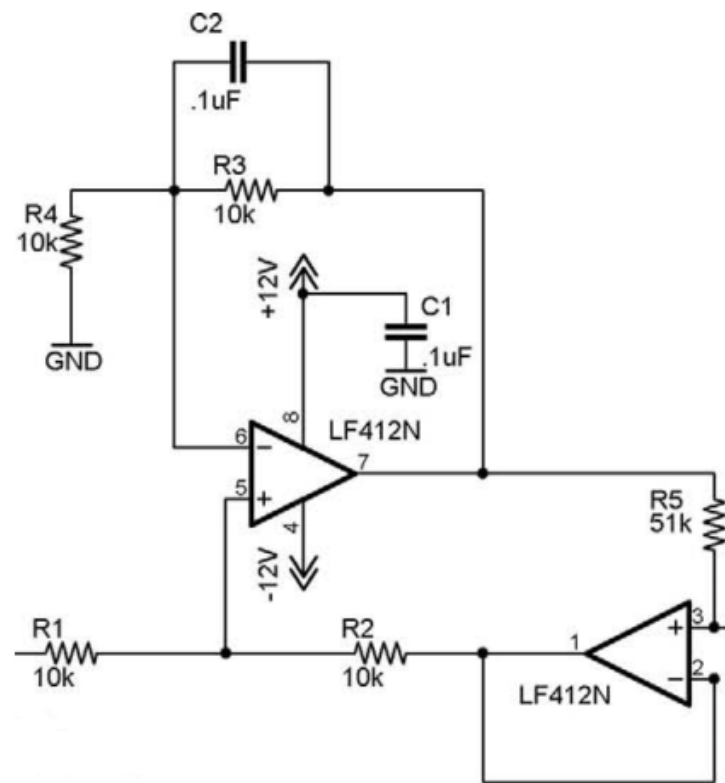
Figur 2.7: Diagram over INA128 med differentielt input. Indgangen (ben 2) modtager 2V fra Analog Discovery og (ben 3) sættes til stel. Gain modstand R_G er på 51k Ω . Eksitationsspændingen er på ± 12 V. Det forstærket signal måles på ben 6

2.3.4 Strømgenerator

Spændningen på 2 V kommer ind ved modstand R_1 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 R_5 , kan en ønsket strøm beregnes vha. formlen[1]:

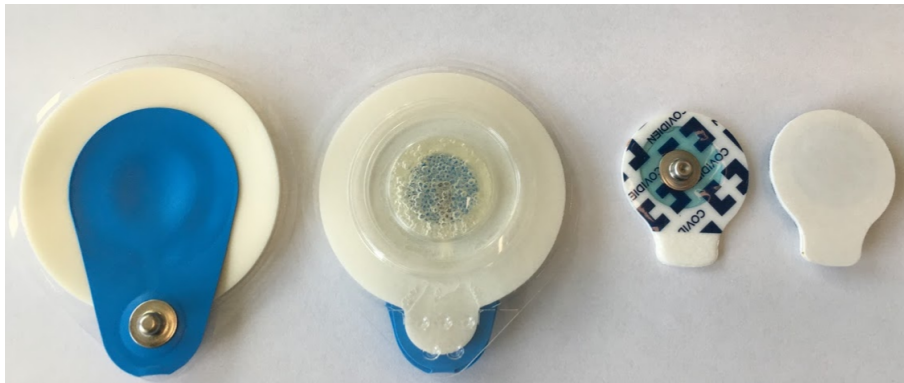
$$I_{tissue} = 2 * \frac{V_{in}}{R_5}$$

2.3. Hardware



Figur 2.8: 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.

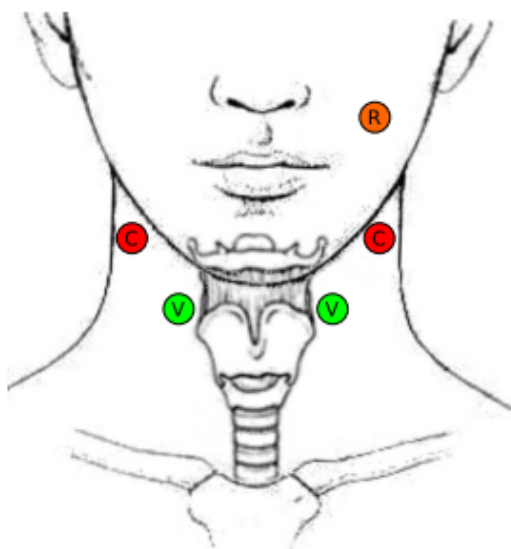
2.3.5 Elektroder



Figur 2.9: Ved målingerne er der blevet brugt EKG elektroder (venstre) og EMG elektroder (højre).

De forskellige elektroder kan ses i figur 2.9. 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 [7] som vejledende placering 2.10.

2.3. Hardware

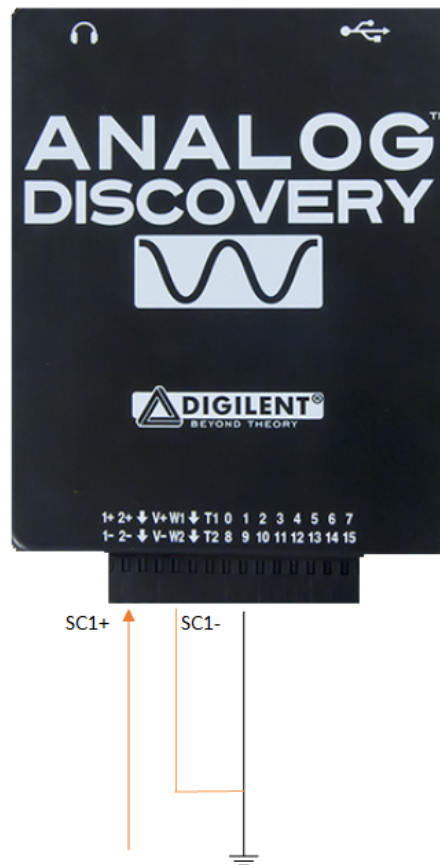


Figur 2.10: Placering af elektroderne som blev brugt til vejledning[7]

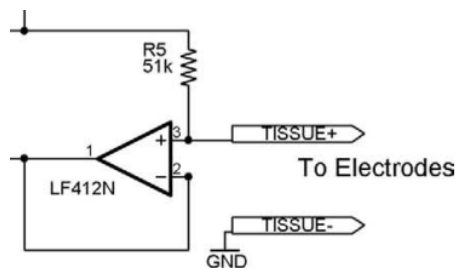
2.3.6 A/D-konverter

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.

2.4. Software



Figur 2.11: Scope channel 1 positiv blev brugt til at måle spændingen over elektroderne



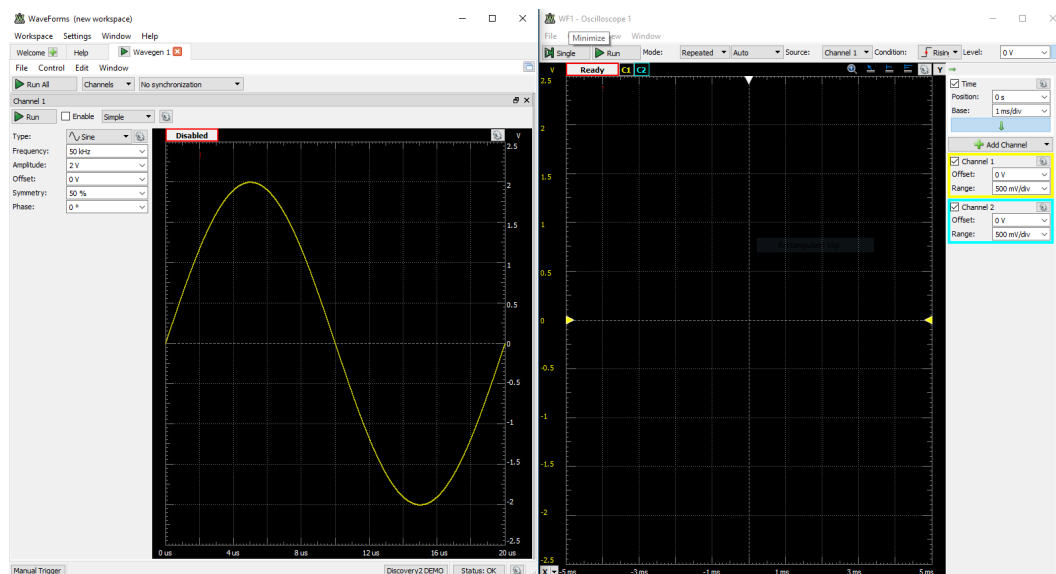
Figur 2.12: Der blev målt over elektroderne mellem ben 3 på LF412N og ground.

2.4 Software

2.4.1 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.

2.5. Test af BI-måler



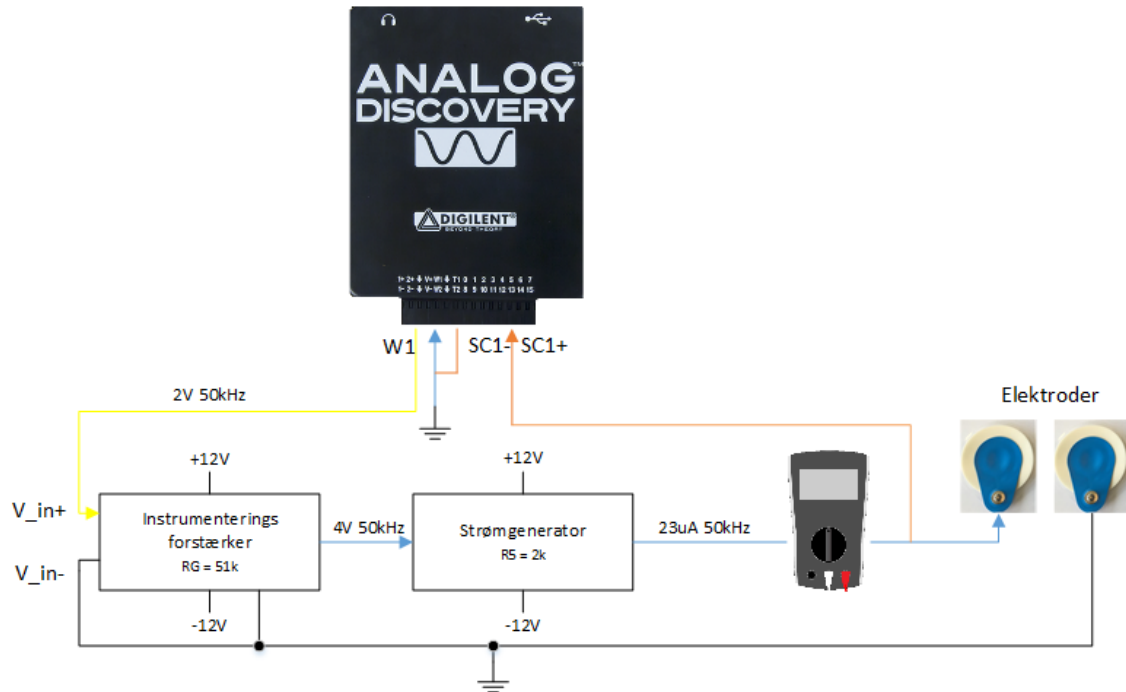
Figur 2.13: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og oscilloskop indstilles.

2.5 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 2.14. 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.

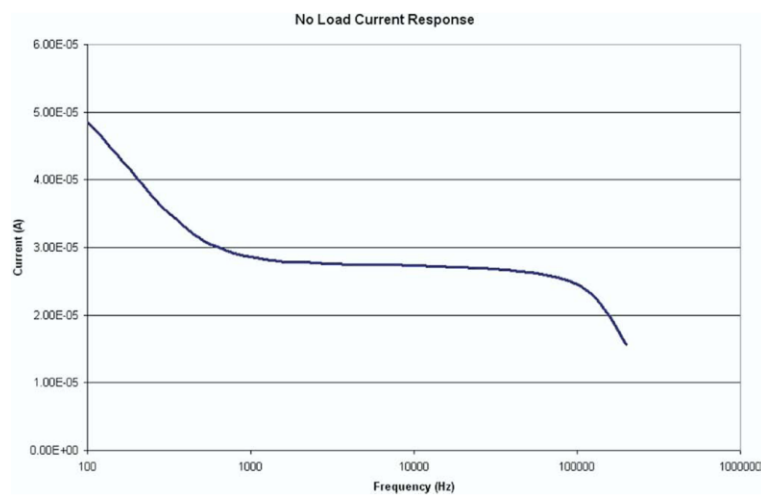
I testopstillingen blev kredsløbet bygget efter figurer 2.14 først i multisim og bagefter på et fumlebræt. Testen og resultaterne blev holdt op i mod dokumentationen fra den oprindelige artikel, som kan ses i figur 2.15 og 2.16. Ved at sammenligne resultaterne var det muligt at se om kredsløbet opførte sig korrekt og om det kunne bruges i den videre udvikling af synkereflexsmonitor.

2.5. Test af BI-måler



Figur 2.14: Diagram over testopstilling på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign.

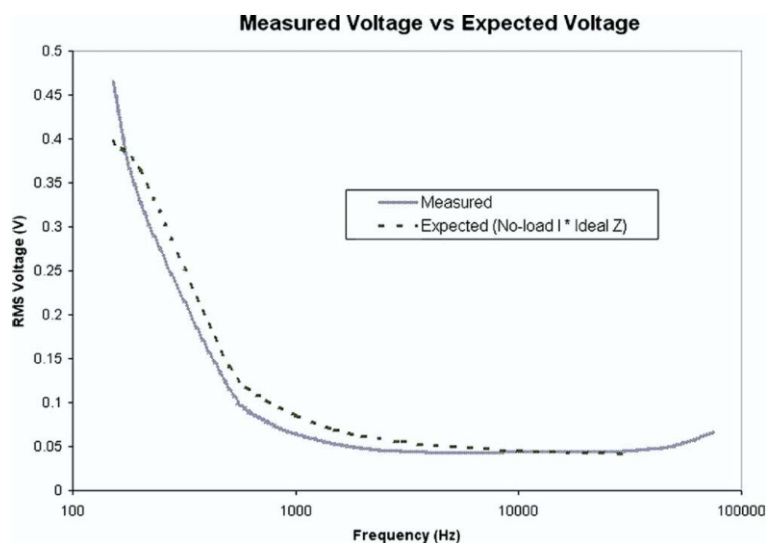
I artiklen får de grafen som vist i 2.15 fra deres kredsløb ved at der ikke er noget load på udgangen. Den fortæller hvad strømmen er ved forskellige frekvenser og at den er stabil fra 1 kHz til 100 kHz.



Figur 2.15: No-Load strøm respons af VCCS fra den oprindelige artikel[1].

Grafen i figur 2.16 viser spændingen ændre sig ved forskellige frekvenser når der er påsat en vævsmodel på udgangen af kredsløbet hvor elektroderne skal sidde.

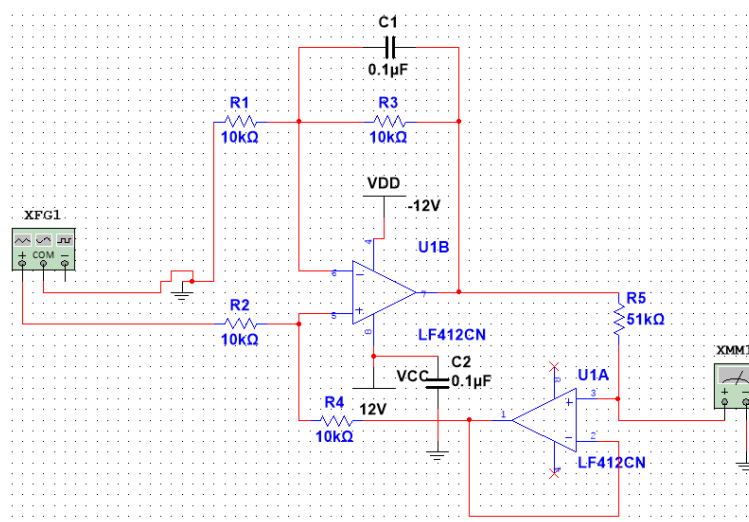
2.5. Test af BI-måler



Figur 2.16: Målte spændinger over elektroderne med en vævsmodel påsat fra den oprindelige artikel[1].

2.5.1 Simulering

Opstilling af simuleringen af testopstilling kan ses i figur 2.17.



Figur 2.17: Diagram over testopstilling i multisim på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign, dog uden instrumentationsforstærker.

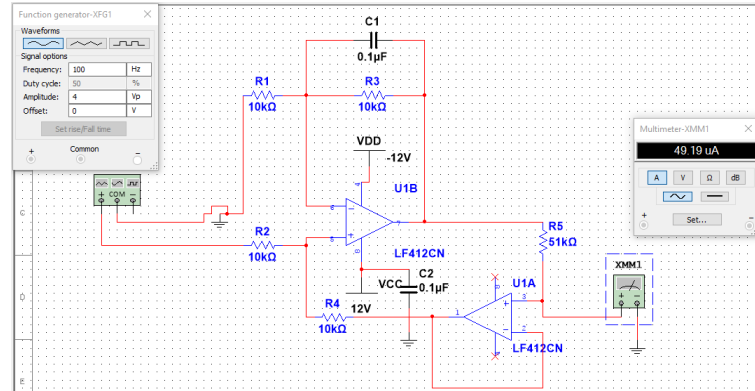
2.5.1.1 No-Load

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 49uA ved 100Hz, som det fremgår af figur 2.18 hvilket stemmer fint overens med figur 2.15 fra den oprindelige artikel. Ved at foretage flere målinger ved at variere frekvensen kan der tegnes en graf til sammenligning.

2.5. Test af BI-måler

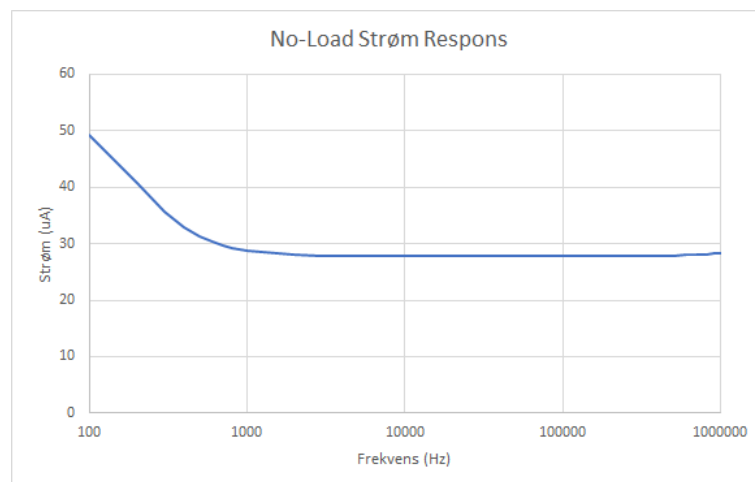


Figur 2.18: Diagram over testopstilling 1 i multisim ved 4 V og 100 Hz, kan den konstante strøm aflæses til 49uA.

I tabel 2.1 kan de brugte frekvenser ses og går fra 100 Hz til 1 MHz med et passende interval. På baggrund af disse målinger kan der laves en graf over strøm responset som i 2.15.

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 2.1: Målt strøm over elektroderne ved bestemte frekvenser.

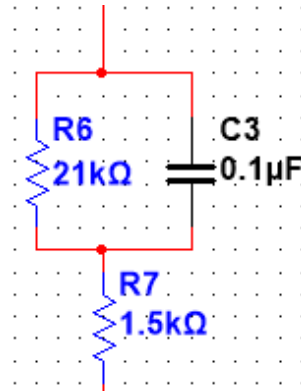


Figur 2.19: Resultatet af den målte strøm ved varieret frekvenser, som kan sammenlignes med figur 2.15. X aksen er i logaritmisk skala.

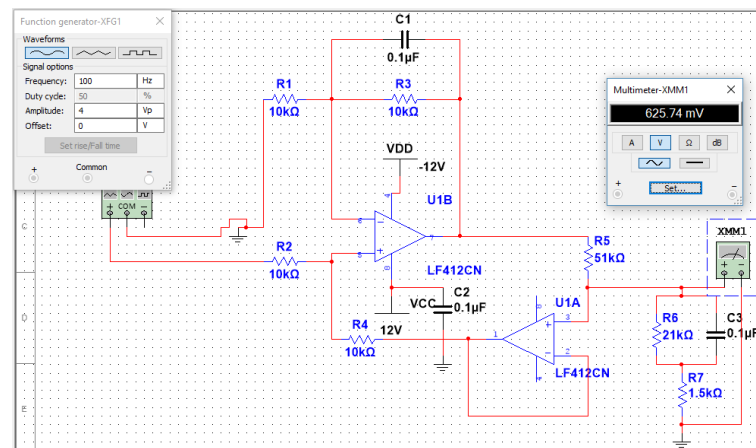
2.5. Test af BI-måler

2.5.1.2 RMS spænding

Den målte spænding måles over elektroderne og ved at tilføje en vævsmodel som i figur 2.20, vil spændingen ændre sig ved forskellige frekvenser. Vævsmodellen bruges til at verificere nøjagtighed og repeterbarhed af kredsløbet[1].



Figur 2.20: Vævsmodel med to modstande og en kondensator, som viser en elektrisk model over et væv.



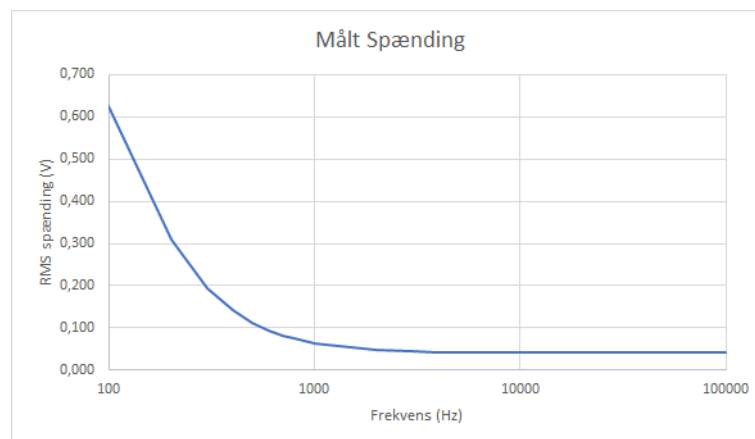
Figur 2.21: Diagram over testopstilling i multisim ved 4V og 100Hz, hvor spændingen kan aflæses over vævsmodellen.

De målte spændinger som vist i tabel 2.2 er målt fra 100 Hz til 100 kHz. Målingerne får følgende graf vist i figur 2.22

2.5. Test af BI-måler

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 2.2: Målt VRMS ved bestemte frekvenser.

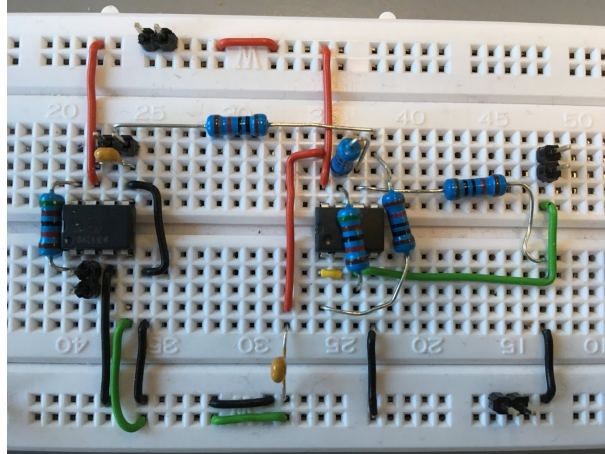


Figur 2.22: Grafen viser de plottet frekvenser, som kan sammenlignes med figur 2.16 fra den oprindelige artikel.

2.5.2 Fumlebræt

Der blev foretaget samme målinger på fumlebræt. Opstillingen af fumlebrættet kan ses i figur 2.23. Den øverst bane var +12V (rød), den nederste bane var -12 V (grøn) og stel sort.

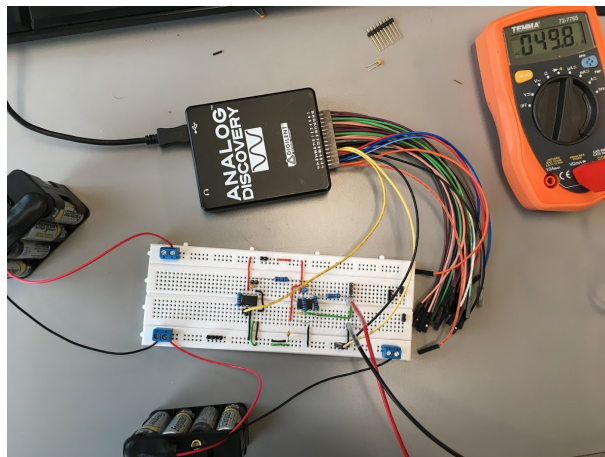
2.5. Test af BI-måler



Figur 2.23: Billede af testopstilling på fumlebræt på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign. INA128 til venstre og LF412CN til højre.

2.5.2.1 No-Load

Der blev udført no-load test fra 100 Hz til 220 kHz og strømmen blev aflæst. Resultatet af de målte værdier kan ses i tabel 2.3, efterfølgende blev der lavet en graf af resultaterne som kan ses i figur 2.25.

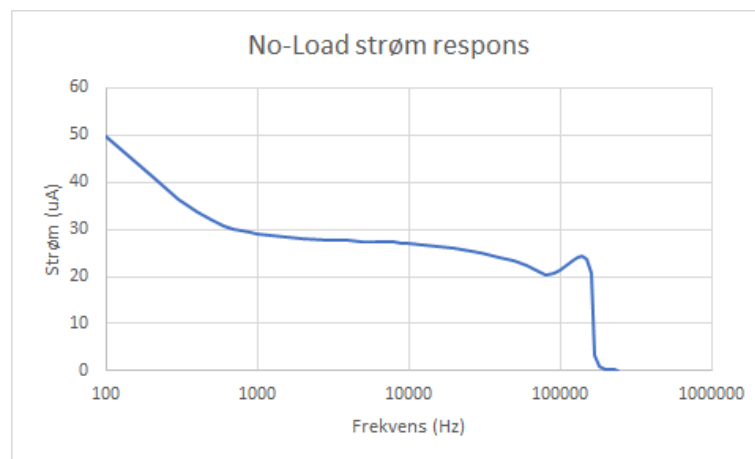


Figur 2.24: Billede af testopstilling på fumlebræt ved 100 Hz og en konstant strøm på 49 μ A.

2.5. Test af BI-måler

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 2.3: Målt strøm over elektroderne ved bestemte frekvenser.

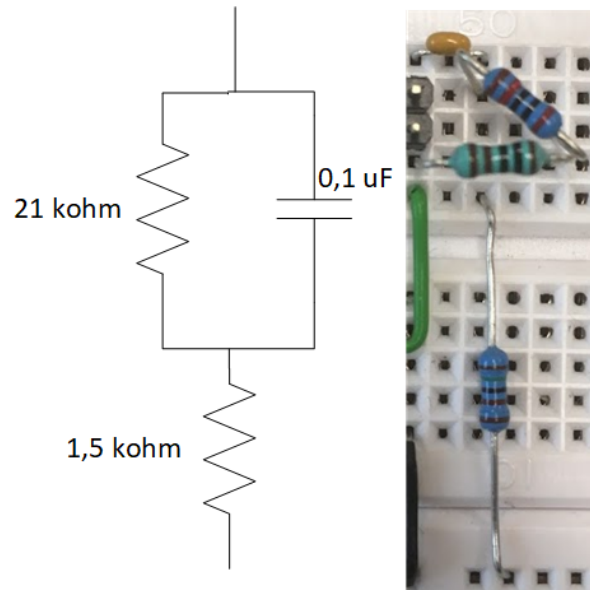


Figur 2.25: Grafen viser målt RMS.

2.5.2.2 RMS spænding

Ved at tilføre vævsmodellen som i figur 2.26 kunne spændingerne måles.

2.5. Test af BI-måler



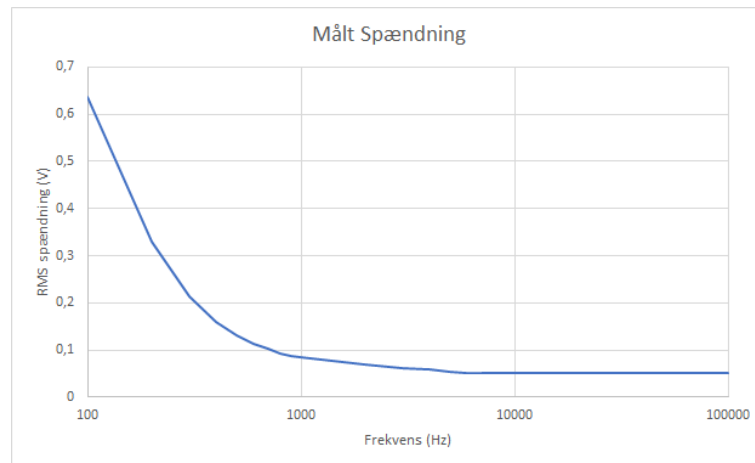
Figur 2.26: I vævsmodellen er der brugt modstande på 20 kohm, 1 kohm (i serie) og 1,5 kohm. Kondensatoren var på 0,1 uF.

Frekvensen blev varieret fra 100 Hz til 100 kHz og RMS spændningerne blev aflæst og resultatet kan ses i tabel 2.4. På baggrund af målingerne blev kunne disse blive tegnet i en graf som kan ses i figur 2.27 til sammenligningsgrundlag med de tidligere VRMS grafer.

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 2.4: Målt VRMS ved bestemte frekvenser på fumlebræt.

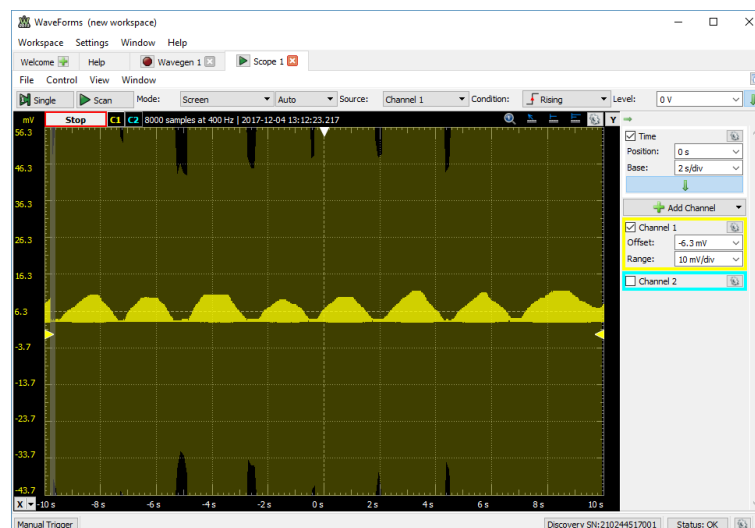
2.6. Detektion af synk



Figur 2.27: Grafen viser de målte VRMS fra 100 Hz til 100 kHz.

2.6 Detektion af synk

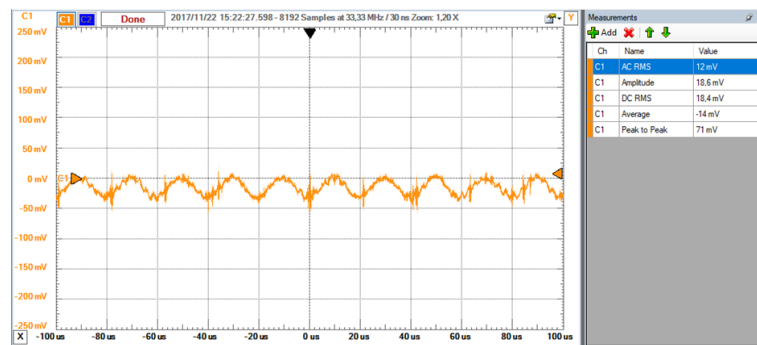
Detektionen af synk vil foregå med fumblebrættet. Først med en variable modstand efterfølgende med elektroder påsat som load. Ved den variable load modstand kan det ses i figur 2.28, at et synk kan vises ved at dalene i signalet er når modstanden bliver mindre og går så op igen når modstanden øges. Dette er en meget forsimplet test og der er ikke taget højde for sampling, filtering m.m. Strømmen var stabil imellem 23 uA og 20 uA.



Figur 2.28: Simuleret et synk på fumblebræt ved at montere en variable 10 kohm som load modstand. Dette er ved 50 kHz og med en amplitude på 2 V fra Analog Discovery.

Det målte signal i figur 2.29 viser en måling med elektroder og hvor der er foretaget synk. Det der blev kigget efter i målingen var om der kom et spændingsfald når der blev foretaget et synk. Det var ikke muligt at se nogen ændring i spændingsfaldet ved at se om signalet blev fladere.

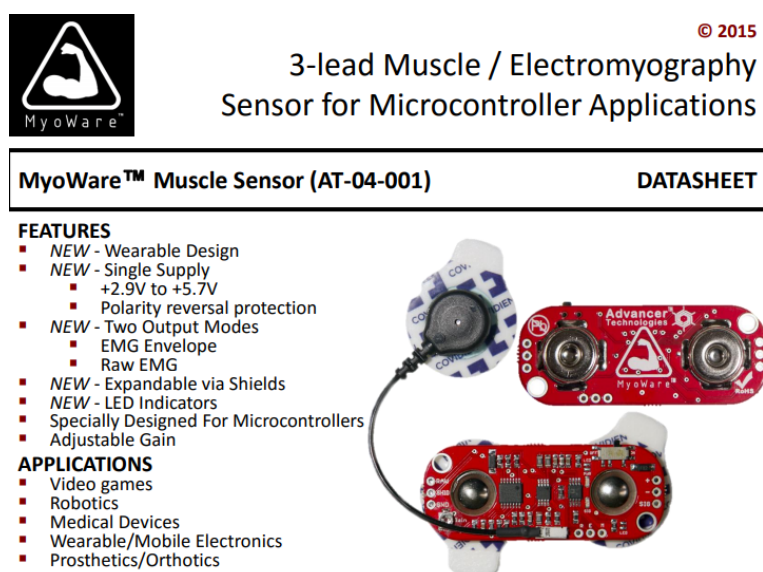
2.6. Detektion af synk



Figur 2.29: Målt synk med påsatte elektroder. Dette er ved 50 kHz og amplitude på 2 V.

EMG-måler 3

Udover BI-måleren vil der blive brugt en kommercielt EMG-måler som i figur 3.1, MyoWare Muscle Sensor til at detektere synk. Da BI-måleren ikke kan stå alene om at detektere et synk er det muligt at tilføje en EMG-måler der måler muskelaktiviteten ved svælg.



Figur 3.1: Overblik over EMG-måleren fra databladet.

Den vil få sine egne elektroder og der er brug for tre styk. Samplingen vil ske ved hjælp af Analog Discovery. Den vil blive forsynet med egen spændingskilde på 4,5 V. Der vil i første omgang blive brugt udgangen "EMG Envelope" da det ikke vil kræve yderligere filtrering eller databehandling.

Konklusion 4

Ved først at simulere og bagefter bygge kredsløbet i artiklen har været meget lærerigt. Det gav en ide om hvad en BI-måler skal kunne og indeholde. Dette vil være udgangspunktet for udviklingen af Synkereflexsmonitor.

Test resultaterne af no-load og Vrms ligner meget lig de resultater fra artiklen. Det har ikke været muligt at bruge præcis samme udstyr, men kredsløbet er identisk hvilket må være acceptabelt.

For at udvikle Synkereflexsmonitor der kritiske ting som skal tilføjes og ændres fra det oprindelige kredsløb:

- Større strøm
- 4 elektroder
- Filtrering
- A/D konvertering

Strømmen der bliver ført over i måleobjektet skal være større, da det er kendt at den ligger ved 500 uA[4] når der skal måles over svælget og ikke på skalpen som er tilfældet i artiklen. Dette vil kræve en udvikling af en ny VCCS med udgangspunkt i basis howland som fra artiklen, hvilket vil kræve en ny operationsforsærker som skal erstatte LF412, da den er

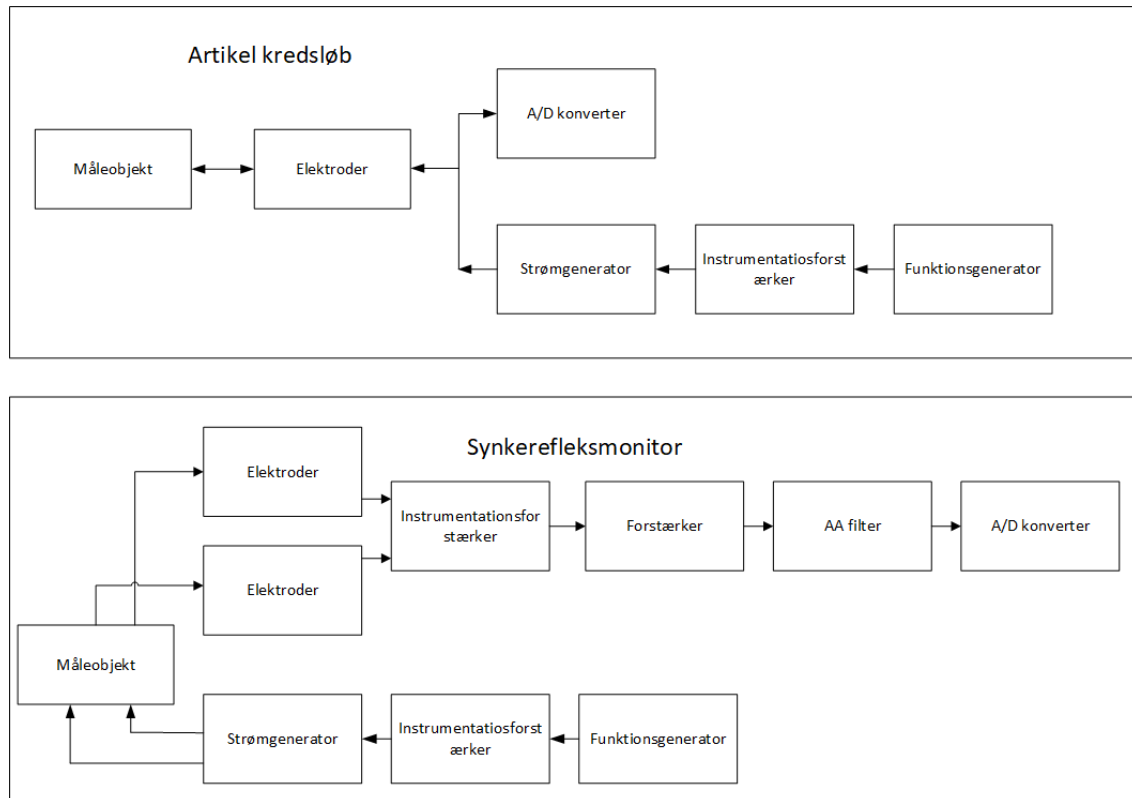
Når der måles BI bliver dette typisk gjort ved hjælp af fire elektroder[2]. To til at overføre strømmen og to til at måle spændingsfaldet med. To elektroder vil også kunne skabe impedans interferanse i elektroderne hvilket kan resulterer i fejlmålinger. Dette kræver en opdeling af et strømkredsløb med howland og et som måler spændningen fra måleobjektet.

I artiklen bliver der ikke omtalt filtrering af det samplet signal. Dette vil blive et must da for at undgå antialiasering[8] skal dette udvikles til systemet.

En kritisk del af synkereflexsmonitor er dataopsamlingen. For at begrænse A/D konvertere til et minimum vælges Analog discovery til at både at fungere som funktionsgenerator og sample signalet. Det skaber dog en begrænsning i hvor hurtigt Analog Discovery da den nu skal sample to signaler (BI-måler og EMG-måler simultant), hvilket resulterer i at det er nødvendigt at reducere samplingsfrekvens. Udover at samplingsfrekvensen skal sættes ned, er det også nødvendigt at nedsætte de 50 kHz. Det vil sige at Analog Discovery kan maks. sample ved 500 kHz når der skal bruge to analog kanaler. Dette gør at for at

få en korrekt databehandling og den videre udvikling af synkereflexsmonitor nedsættes funktionsgeneratoren til 20 kHz.

Et overblik over de nye tiltag i forhold til artikel kredsløbet kan ses i figur 4.1.



Figur 4.1: Øverst er det simple kredsløb fra artiklen. Nederst er det ønsket mere komplekse Synkereflexsmonitor.

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] Pos Nr. Indkøb- og ordreseddel. (1):93.
- [4] 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.
- [5] Texas Instruments, Inputs Protected To, Bridge Amplifier, Thermocouple Amplifier, R T D Sensor Amplifier, Data Acquisition, Dual Operational, and Amplifier Jfet. Precision , Low Power INSTRUMENTATION AMPLIFIER. *Data Sheet*, 6133(800):1–18, 2005.
- [6] Peter Johansen. Instrumentationsforstærkeren. pages 1–9, 2014.
- [7] 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.
- [8] Roland E Thomas, Albert J Rosa, and Gregory J Toussaint. *The analysis and design of linear circuits*. Wiley Publishing, 2011.