

BILAG 4

Analyse

19. december 2017

Indholdsfortegnelse

Kapitel 1	Ordliste	2
Kapitel 2	Indledning	3
Kapitel 3	Bioimpedans	4
3.1	Introduktion	4
3.2	Opbygning af BI-måler	6
3.3	Hardware	6
3.3.1	Strømforsyning	6
3.3.2	Funktionsgenerator	7
3.3.3	Forstærkning	8
3.3.4	Strømgenerator	9
3.3.5	Elektroder	10
3.3.6	A/D-konverter	11
3.4	Software	12
3.4.1	Waveforms	12
3.5	Test af BI-måler	13
3.5.1	Simulering	15
3.5.1.1	No-Load	15
3.5.1.2	RMS spænding	17
3.5.2	Fumlebræt	18
3.5.2.1	No-Load	19
3.5.2.2	RMS spænding	20
3.6	Detektion af synk	22
Kapitel 4	EMG-måler	24
Kapitel 5	Konklusion	25
	Litteratur	27

Ordliste 1

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

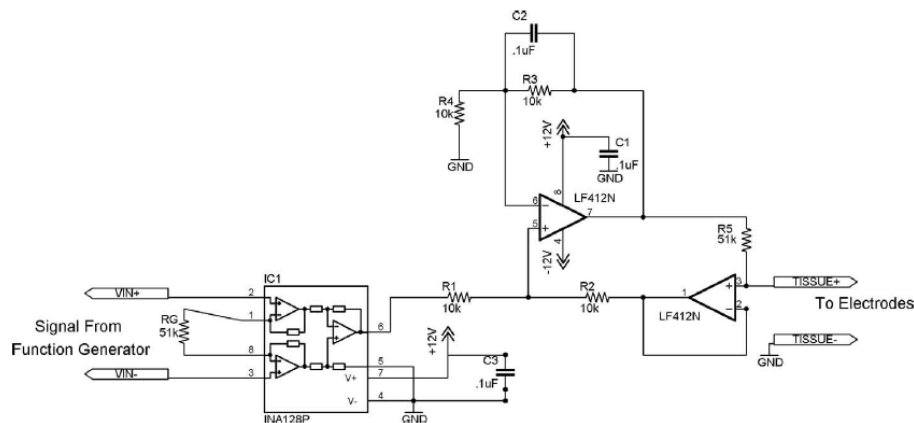
BI	Bioimpedans
----	-------------

Indledning 2

I dette bilag 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 det ønskede system. I artiklen er der givet et kredsløb som kan ses på figur 2.1, som repræsenterer en simple BI-måler, der består af en instrumenteringsforstærker, en strømgenerator og to elektroder. Kredsløbet fungerer ved at funktionsgeneratoren genererer et AC signal, som sendes til en strømgenerator, som på baggrund af det indsendte signal genererer en kendt konstant strøm. Denne kendte strøm sendes til et måleobjekt igennem to elektroder. Ved at måle spændingsfaldet over elektroderne, kan man regne måleobjektets impedans vha. af ohms lov:

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

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.



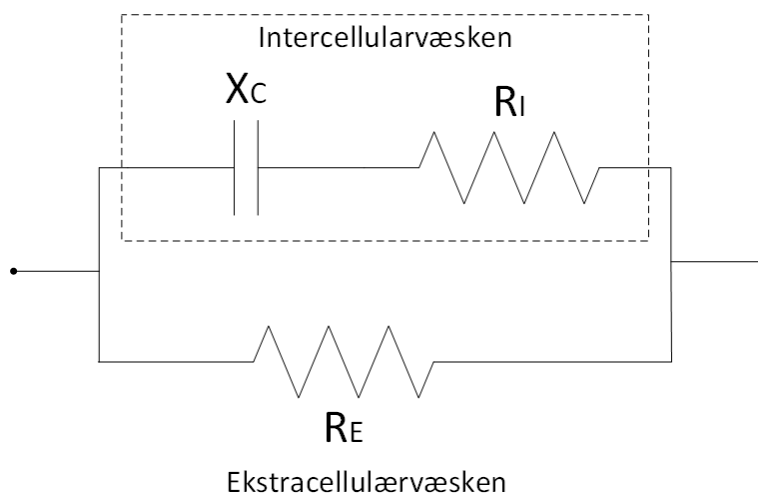
Figur 2.1: Diagram over det oprindelige kredsløb[1]

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.



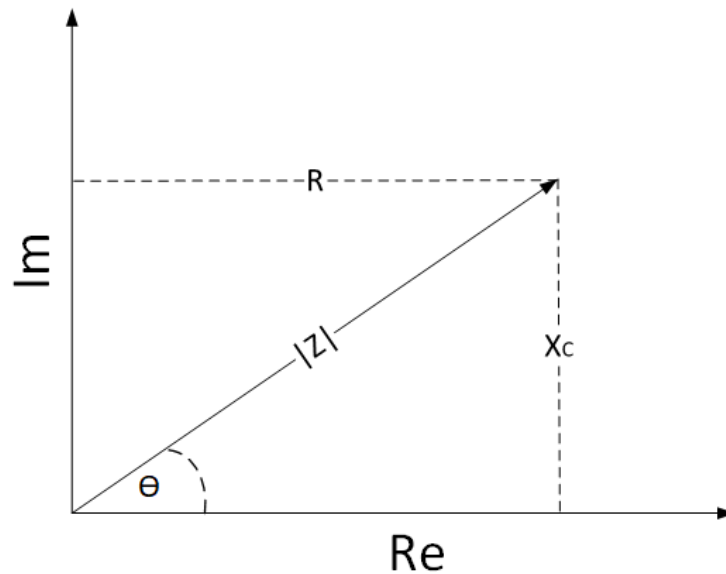
Figur 3.1: Biologisk cellemodel som elektrisk kredsløb. En del af kredsløbet er relateret til dobbeltlaget i cellemembranen og intercellulærvæsken, hvor X_C har kapacitive egenskaber og R_I er modstanden i intercellulærvæsken. Den anden del er relateret til ekstracellulærvæsken, R_E som er modstanden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

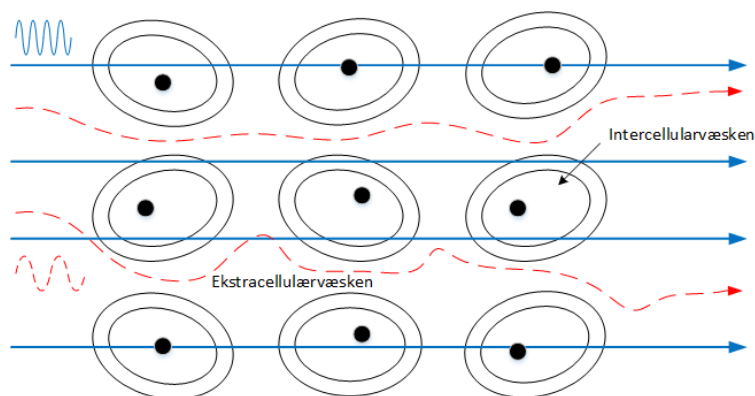
formlen:

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



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.



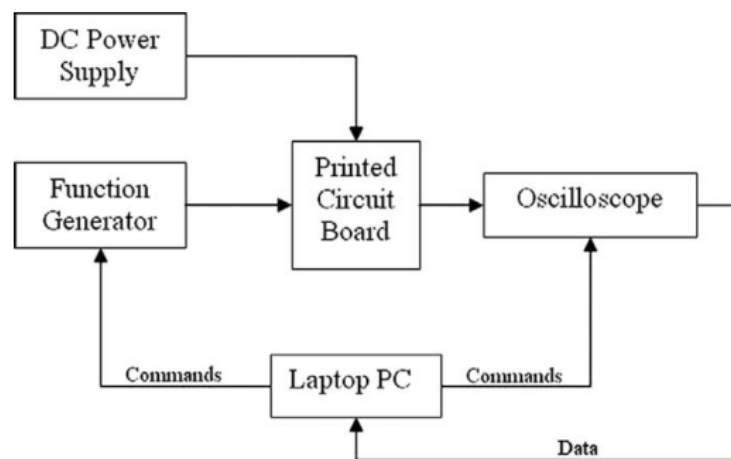
Figur 3.3

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.

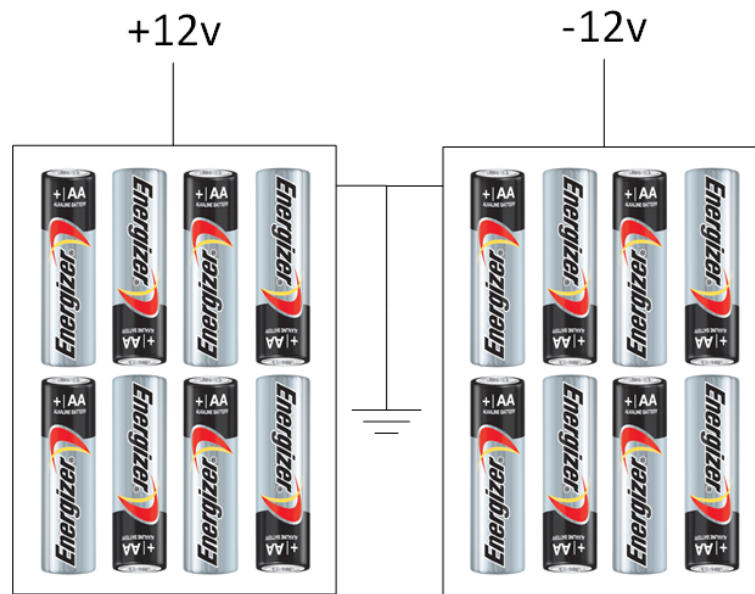


Figur 3.4: Blokdiagram over det oprindelige kredsløb[1]

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 for 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.

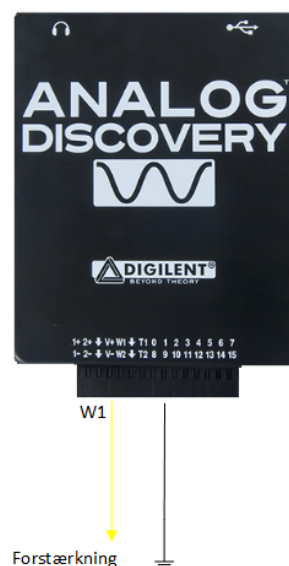
3.3. Hardware



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.



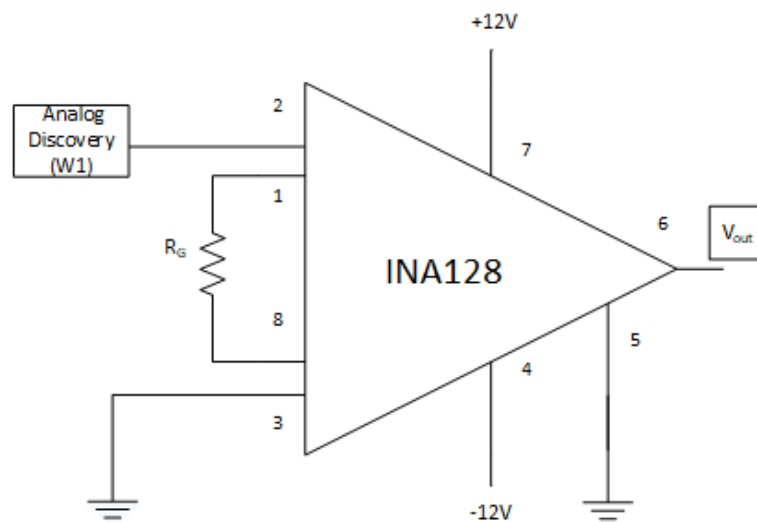
Figur 3.6: Diagram over hvilke porte på Analog discovery der blev brugt som funktionsgenerator. Waveform 1 som går videre til instrumentationsforstærkeren og ground som går til stel på fumlebrættet

3.3. Hardware

3.3.3 Forstærkning

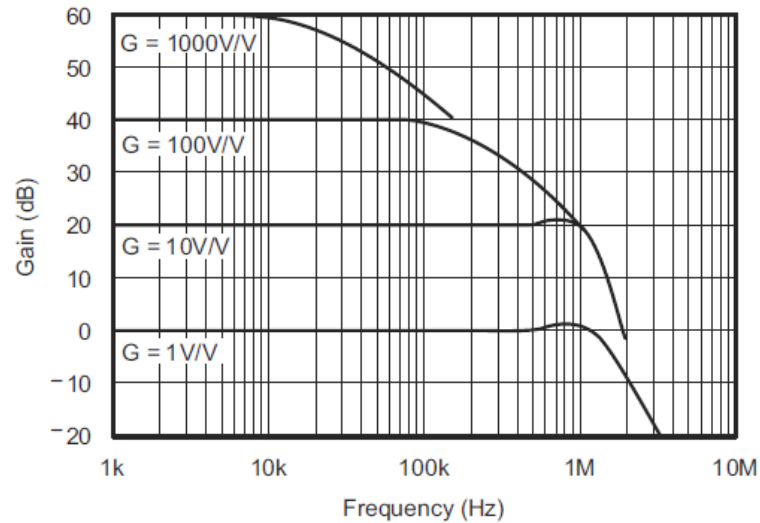
Signalet fra Analog Discovery gik ind til instrumentationsforstærkeren INA128 som der også blev brugt i artiklen. Figure 3.7 viser diagram over INA128, hvor den tilhørende gain modstand (R_G) på 51 kohm blev også brugt, da det gav en fordobling i forstærkning, ved opslag i datablad. På udgangen af INA128 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.

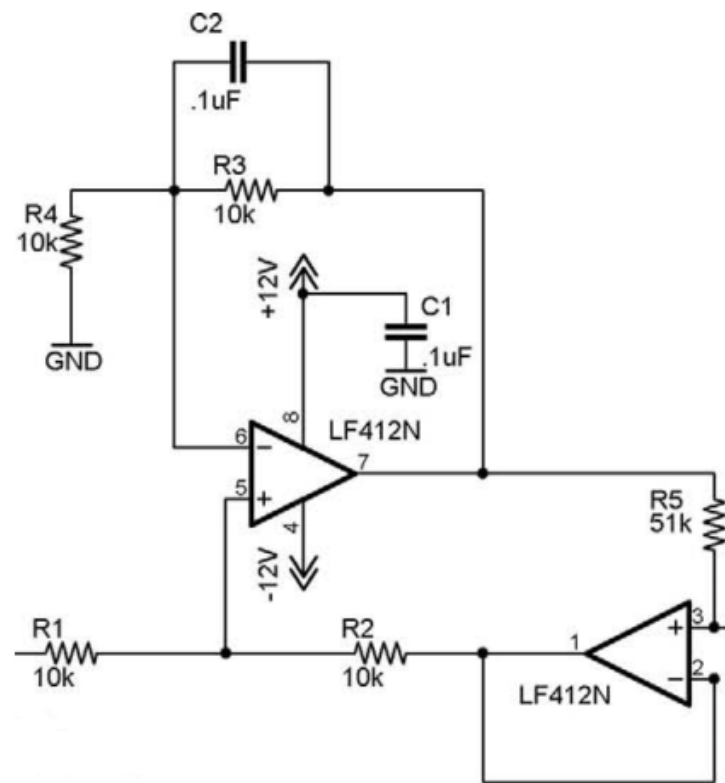
Ved en gain på 2 (V/V) kan der aflæses i figur 3.8 som er fra databladet til INA128, at båndbredden var over 100 kHz, hvilket er indenfor den ønskede frekvens på 50 kHz og at INA128 ikke er belastet på nogle måde.

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]:

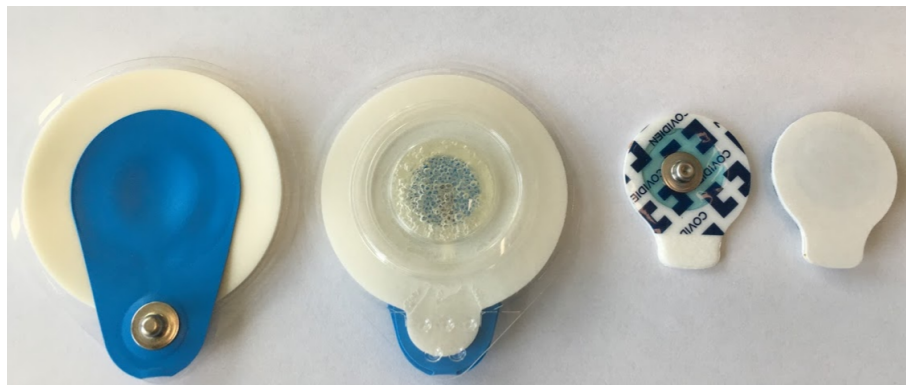
$$I_{tissue} = 2 * \frac{V_{in}}{R_5}$$

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.

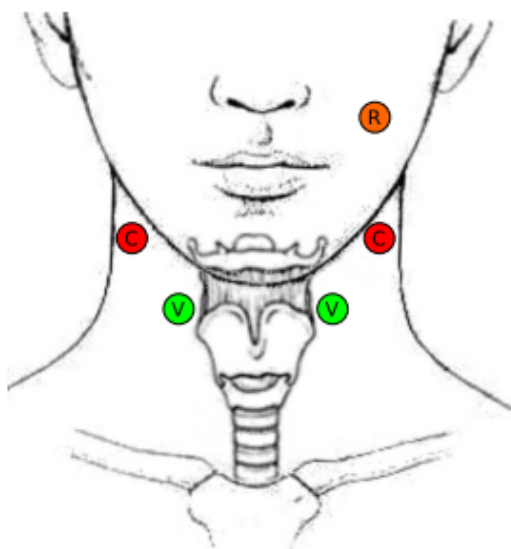
3.3.5 Elektroder



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

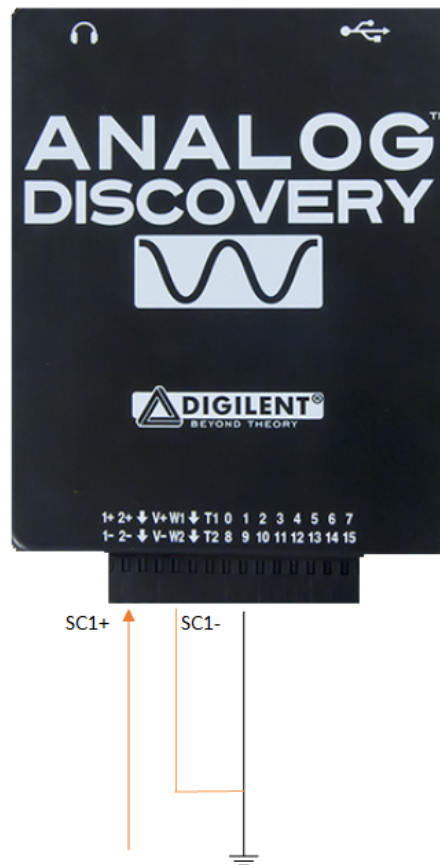


Figur 3.11: Placering af elektroderne som blev brugt til vejledning[5]

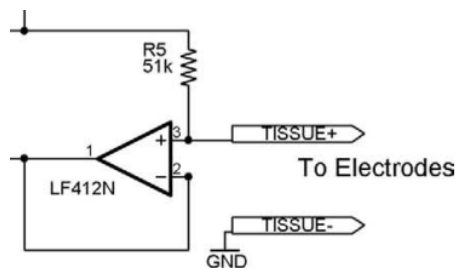
3.3.6 A/D-konverter

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



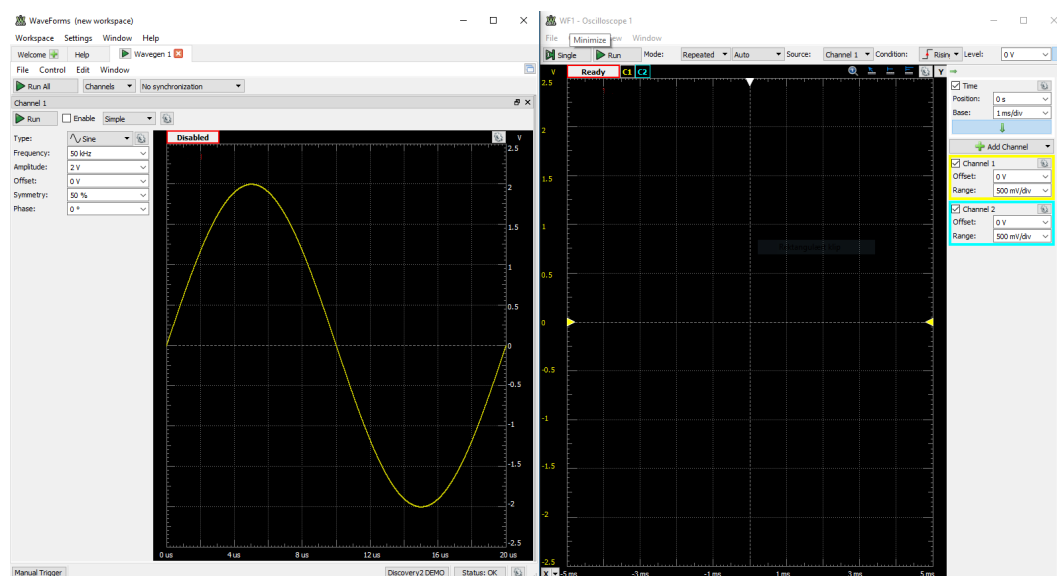
Figur 3.13: Der blev målt over elektroderne mellem ben 3 på LF412N og ground.

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



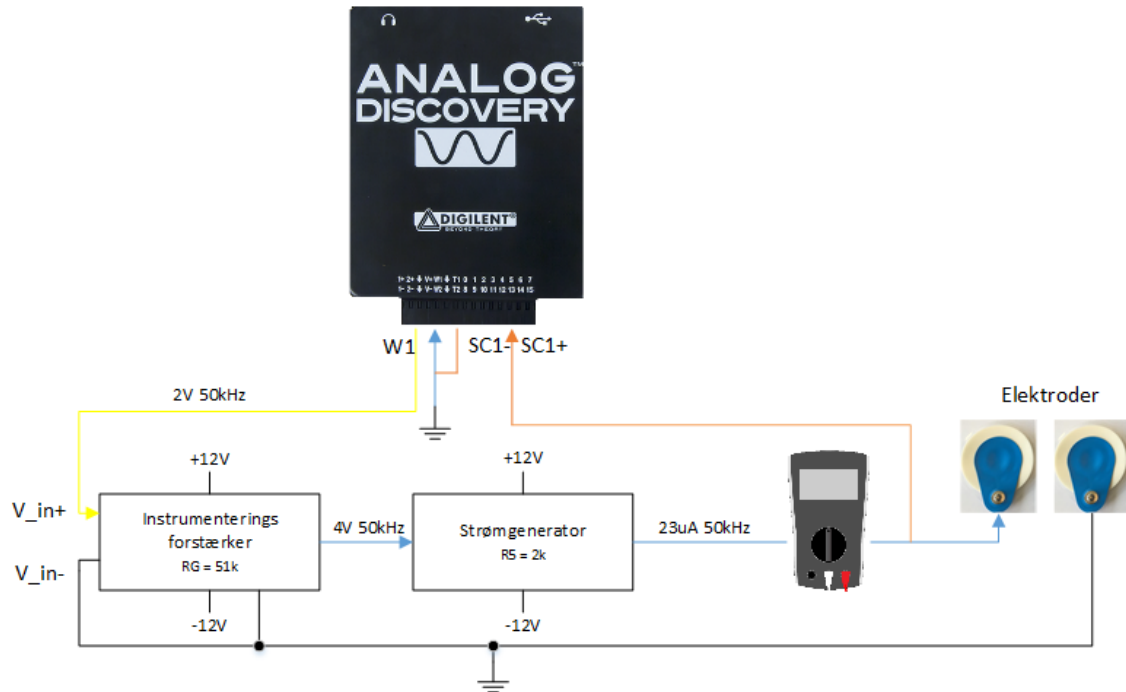
Figur 3.14: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og oscilloskop indstilles.

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.

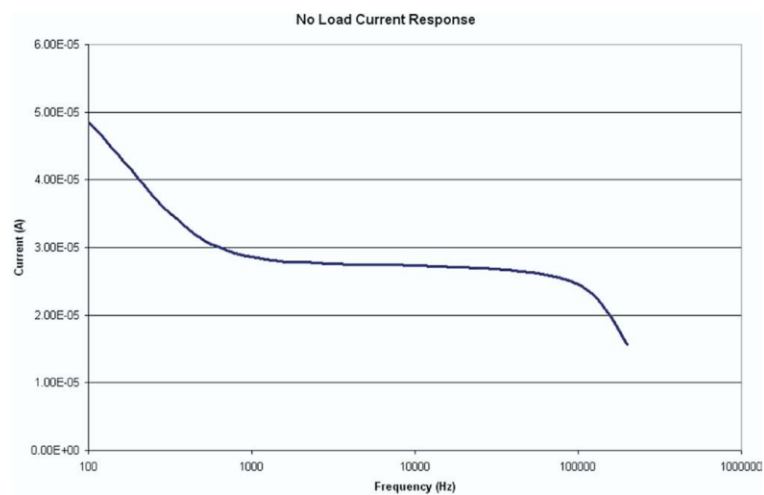
I testopstillingen blev kredsløbet bygget efter figurer 3.15 først i multisim og bagefter på et fumlebræt. Testen og resultaterne blev holdt op i mod dokumentationen fra den oprindelige artikel, som kan ses i figur 3.16 og 3.17. Ved at sammenligne resultaterne var det muligt at se om kredsløbet opførte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

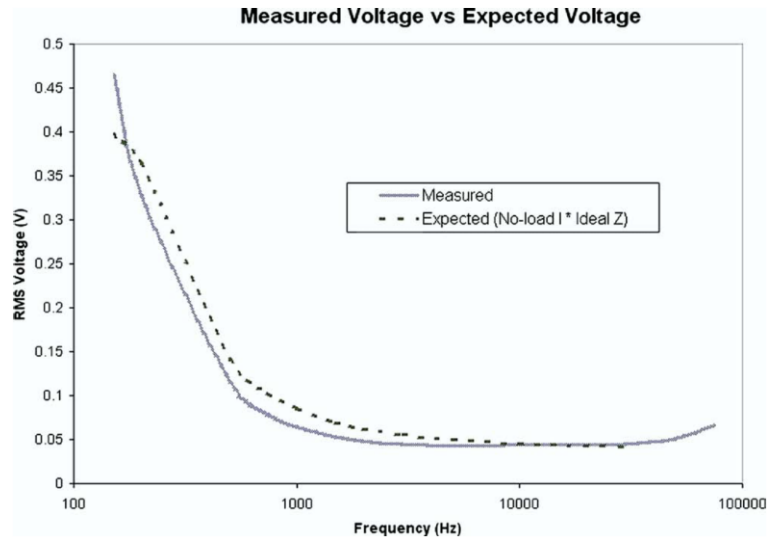
I artiklen får de grafen som vist i 3.16 fra deres kredsløb ved at der ikke er noget load på udgangen. Den fortæller hvad strømmen er ved forskellige frekvenser og at den er stabil fra 1 kHz til 100 kHz.



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 er påsat en vævsmodel på udgangen af kredsløbet hvor elektroderne skal sidde.

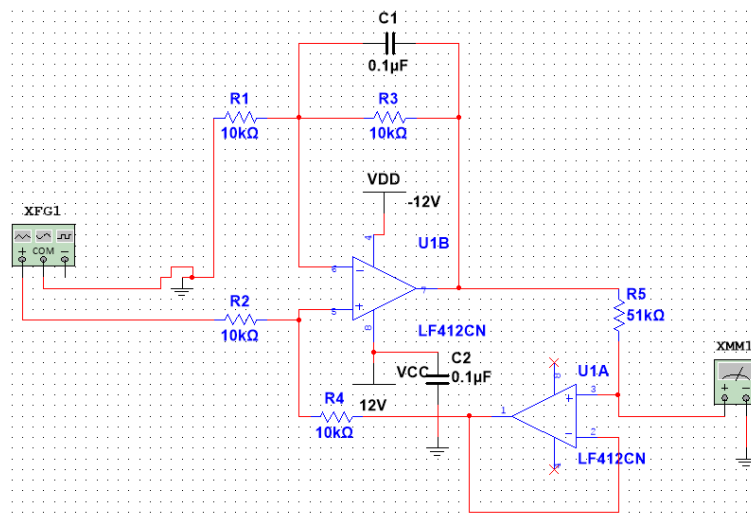
3.5. Test af BI-måler



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

3.5.1 Simulering

Opstilling af simuleringen af testopstilling kan ses i figur 3.18.



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

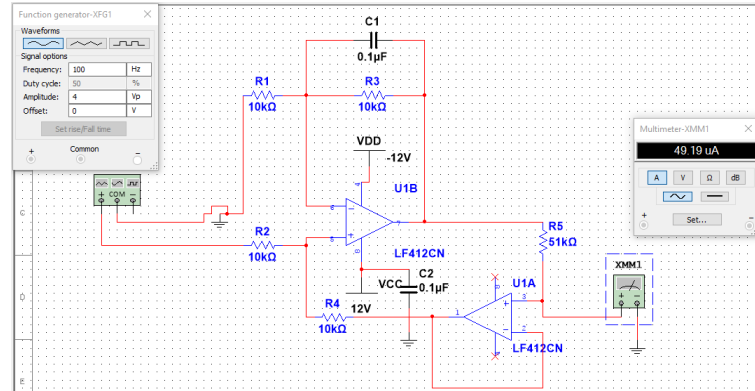
3.5.1.1 No-Load

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 3.19 hvilket stemmer fint overens med figur 3.16 fra den oprindelige artikel. Ved at foretage flere målinger ved at variere frekvensen kan der tegnes en graf til sammenligning.

3.5. Test af BI-måler

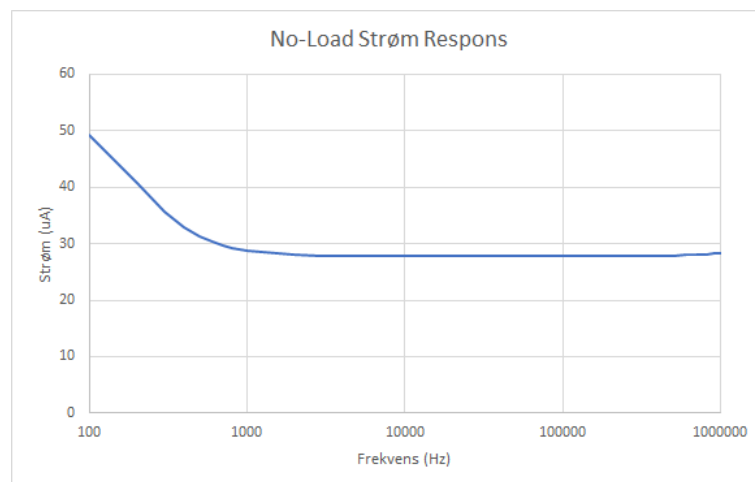


Figur 3.19: Diagram over testopstilling 1 i multisim ved 4 V og 100 Hz, kan den konstante strøm aflæses til 49uA.

I tabel 3.1 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 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.

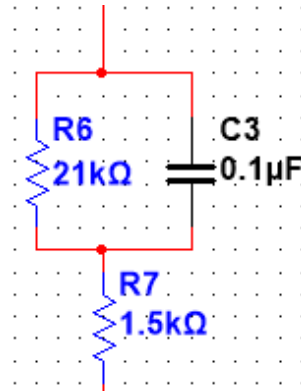


Figur 3.20: Resultatet af den målte strøm ved varieret frekvenser, som kan sammenlignes med figur 3.16. X-aksen er i logaritmisk skala.

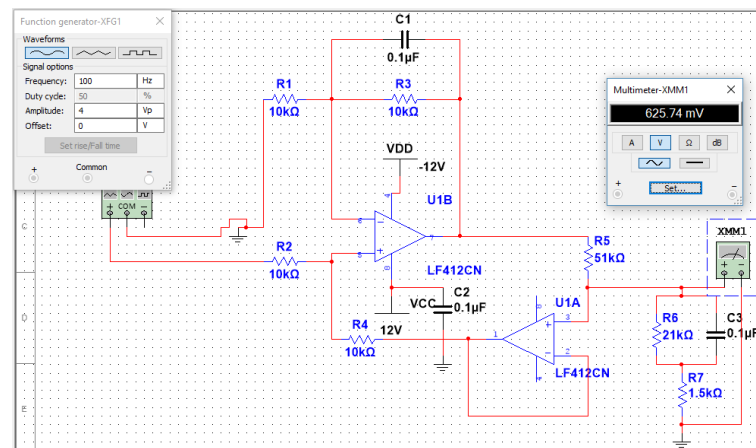
3.5. Test af BI-måler

3.5.1.2 RMS 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.



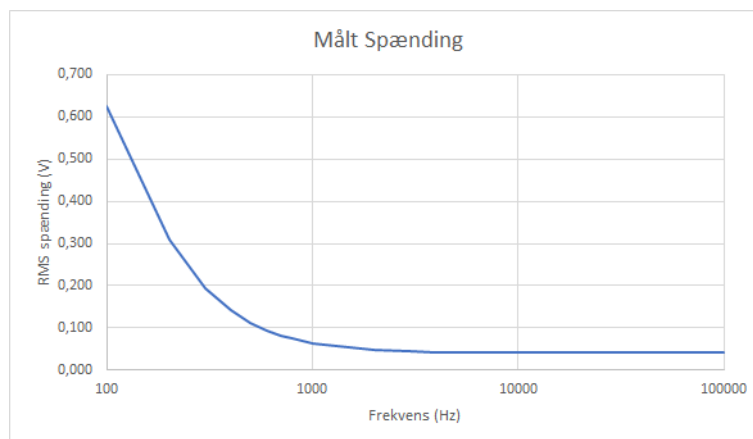
Figur 3.22: Diagram over testopstilling i multisim ved 4V og 100Hz, hvor spændingen kan aflæses over vævsmodellen.

De målte spændinger som vist i tabel 3.2 er målt fra 100 Hz til 100 kHz. Målingerne får følgende graf vist i figur 3.23

3.5. 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 3.2: Målt VRMS ved bestemte frekvenser.

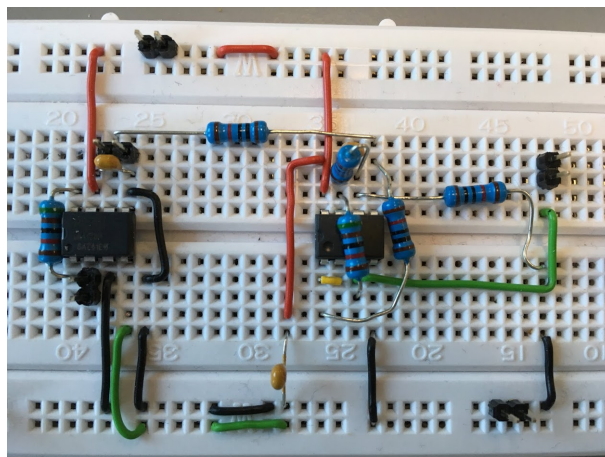


Figur 3.23: Grafen viser de plottet frekvenser, som kan sammenlignes med figur 3.17 fra den oprindelige artikel.

3.5.2 Fumlebræt

Der blev foretaget samme målinger på fumlebræt. Opstillingen af fumlebrættet kan ses i figur 3.24. Den øverst bane var +12V (rød), den nederste bane var -12 V (grøn) og stel sort.

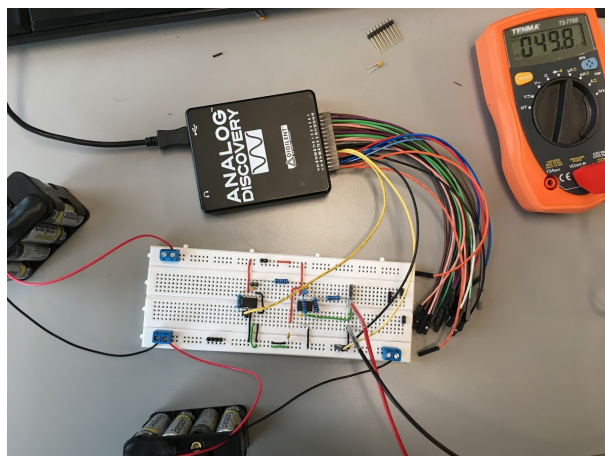
3.5. Test af BI-måler



Figur 3.24: Billede af testopstilling på fumlebræt på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign. INA128 til venstre og LF412CN til højre.

3.5.2.1 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 3.3, efterfølgende blev der lavet en graf af resultaterne som kan ses i figur 3.26.

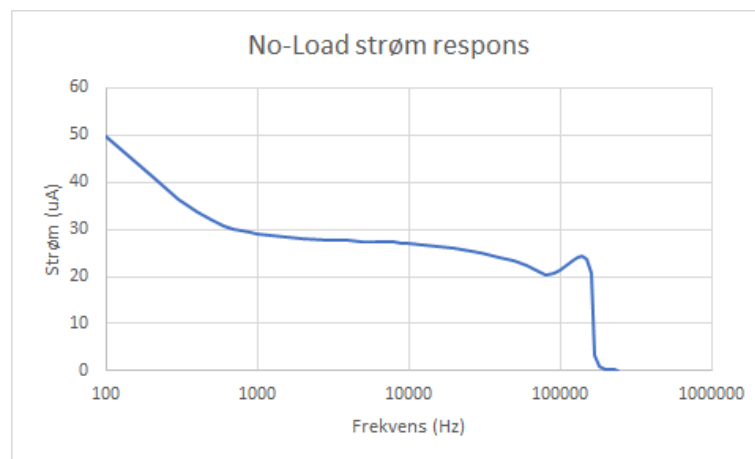


Figur 3.25: Billede af testopstilling på fumlebræt ved 100 Hz og en konstant strøm på 49 μ A.

3.5. 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 3.3: Målt strøm over elektroderne ved bestemte frekvenser.

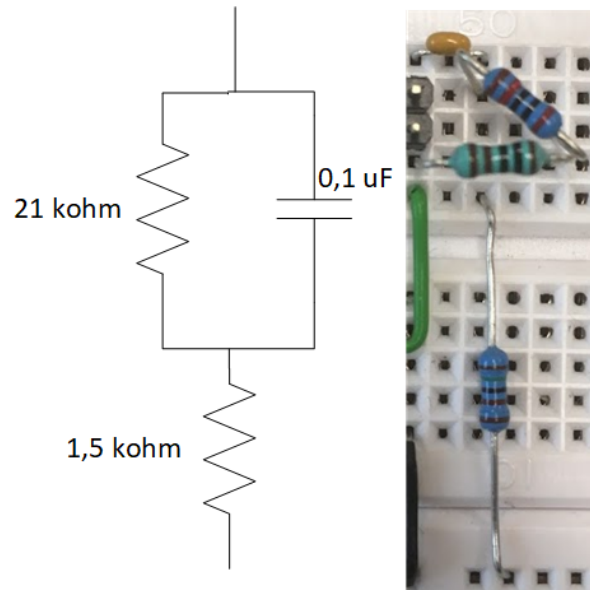


Figur 3.26: Grafen viser målt RMS.

3.5.2.2 RMS spænding

Ved at tilføre vævsmodellen som i figur 3.27 kunne spændingerne måles.

3.5. Test af BI-måler



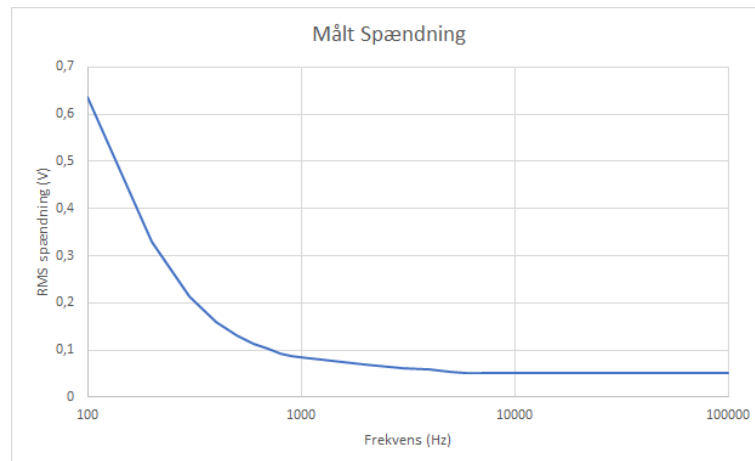
Figur 3.27: I vævsmodellen er der brugt modstande på 20 kohm, 1 kohm (i serie) og 1,5 kohm. Kondensatoren var på 0,1 uF.

Frekvensen blev varieret fra 100 Hz til 100 kHz og RMS spændningerne blev aflæst og resultatet kan ses i tabel 3.4. På baggrund af målingerne blev kunne disse blive tegnet i en graf som kan ses i figur 3.28 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 3.4: Målt VRMS ved bestemte frekvenser på fumlebræt.

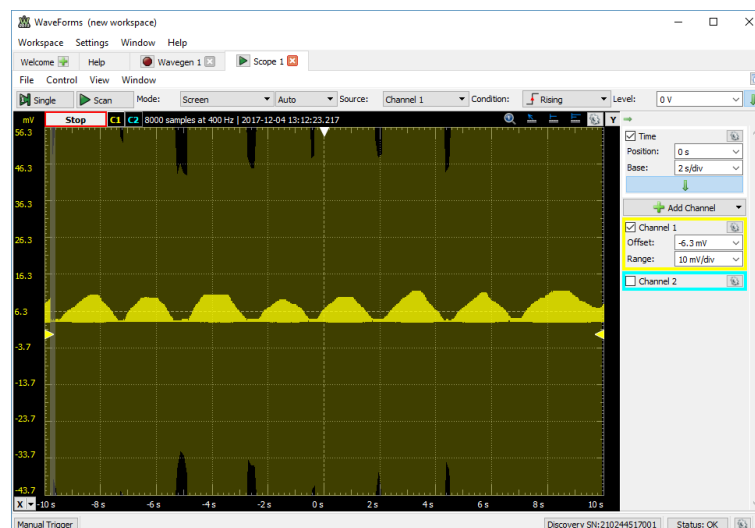
3.6. Detektion af synk



Figur 3.28: Grafen viser de målte VRMS fra 100 Hz til 100 kHz.

3.6 Detektion af synk

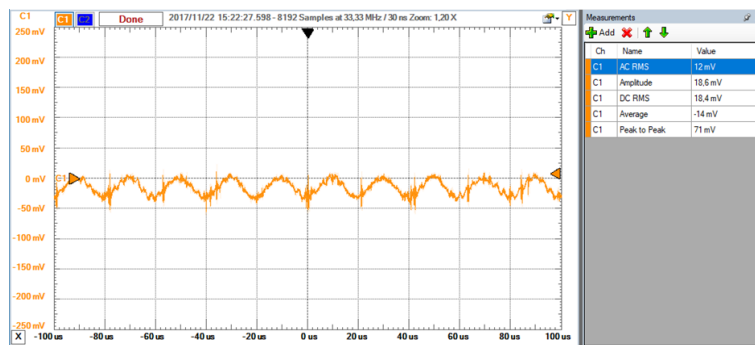
Detektionen af synk vil foregå med fumblebrættet. Først med en variable modstand efterfølgende med elektroder påsat som load. Ved den variable load modstand kan det ses i figur 3.29, at et synk kan vises ved at dalene i signalet er når modstanden bliver mindre og går så op igen når modstanden øges. Dette 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 3.29: 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 3.30 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.


3.6. Detektion af synk



Figur 3.30: Målt synk med påsatte elektroder. Dette er ved 50 kHz og amplitude på 2 V.

EMG-måler 4

Udover BI-måleren vil der blive brugt en kommercielt EMG-måler som i figur 4.1, 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.



© 2015

3-lead Muscle / Electromyography
Sensor for Microcontroller Applications

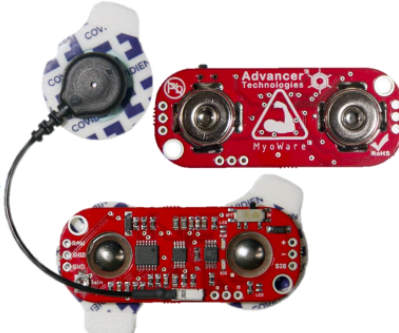
MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001)	DATASHEET
---	------------------

FEATURES

- NEW - Wearable Design
- NEW - Single Supply
 - +2.9V to +5.7V
 - Polarity reversal protection
- NEW - Two Output Modes
 - EMG Envelope
 - Raw EMG
- NEW - Expandable via Shields
- NEW - LED Indicators
- Specially Designed For Microcontrollers
- Adjustable Gain

APPLICATIONS

- Video games
- Robotics
- Medical Devices
- Wearable/Mobile Electronics
- Prosthetics/Orthotics



Figur 4.1: 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 5

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

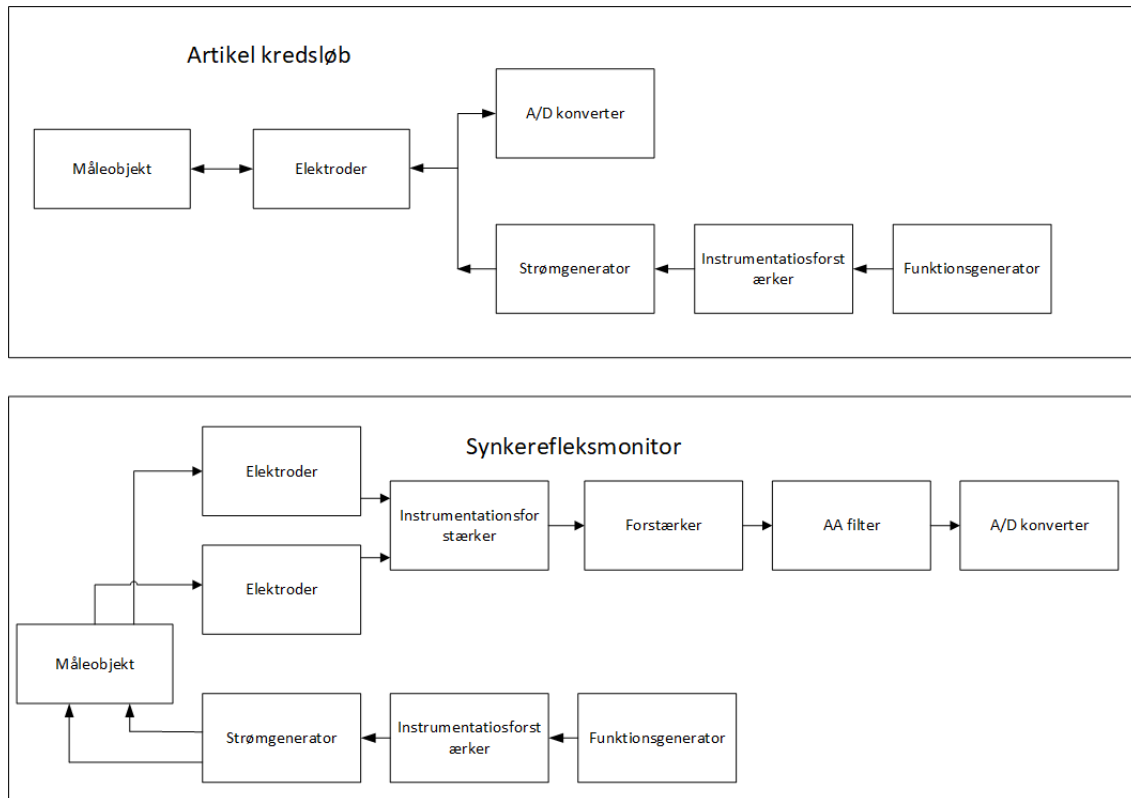
Strømmen der bliver ført over i måleobjektet skal være større, da det er kendt at den ligger ved 500 uA[3] når der skal måles over svælget og ikke på skalpen som er tilfældet i artiklen. Dette vil kræve en udvikling af en ny VCCS med udgangspunkt i howland som fra artiklen.

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[6] 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 5.1.



Figur 5.1: Øverst er det simple kredsløb fra artiklen. Nederst er det ønsket mere komplekse Synkerefleksmonitor.

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] Roland E Thomas, Albert J Rosa, and Gregory J Toussaint. *The analysis and design of linear circuits*. Wiley Publishing, 2011.