

BILAG 3

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	A/D-konverter	9
2.3.6	Elektroder	10
2.4	Software	11
2.4.1	Waveforms	11
2.5	Realisering og test af kredsløbet	12
2.6	Resultater	12
2.6.1	Simulering	13
2.6.1.1	No-Load	13
2.6.1.2	Simulering af vævsmodel	15
2.6.2	Fumlebræt	17
2.6.2.1	No-Load	17
2.6.2.2	RMS spænding	19
2.7	Detektion af synk	20
Kapitel 3	Konklusion	23
	Litteratur	24

Indledning

1

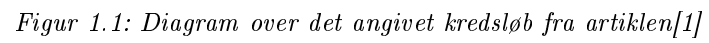
I dette bilag vil der blive beskrevet de overvejelser, der er gjort omkring den endelige løsning, som dette projekt skal munde ud i, og de erfaringer, der er opnået på baggrund af de udførte tests på bioimpedans-måler kredsløbet fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*". Artiklen har været kilden til inspiration, da den beskriver de grundlæggende elementer, der skal være til stede, når man udvikler en simpel bioimpedans-måler (BI-måler). I artiklen er der givet et kredsløb, se figur 1.1, som repræsenterer en simpel BI-måler. Kredsløbet består af en instrumenteringsforstærker, en strømgenerator og to elektroder. Kredsløbet fungerer ved at en funktionsgenerator sender et AC signal til instrumentationsforstærkeren, som efterfølgende forstærker signalet inden det sendes igennem en strømgenerator. På baggrund af det indsendte signal i strømgeneratoren 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 samme kredsløb kan anvendes til detektering og monitorering af et synk, skal denne analysefase afdække.

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. Disse udstyr har projektgruppens medlemmer selv anskaffet.

I de følgende afsnit gennemgås kort principperne som anvendes, når der måles bioimpedans. Efterfølgende realiseres og testes det ovennævnte kredsløb fra artiklen. Tilslut præsenteres testens resultater og de konklusioner som afledes derigennem.

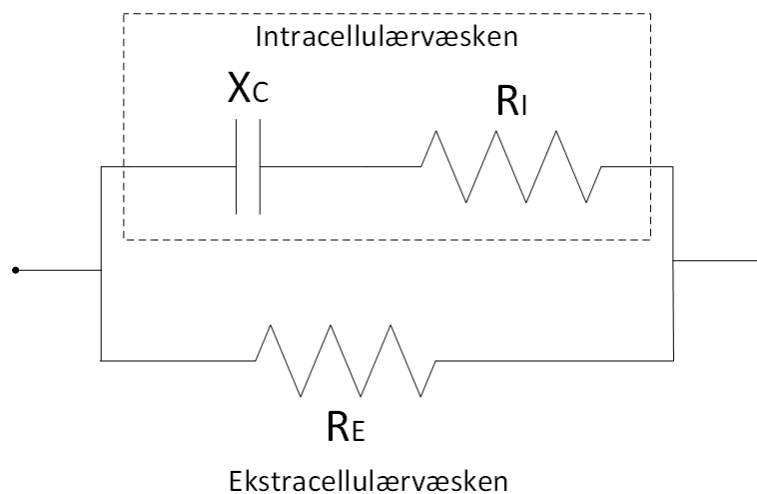


Bioimpedans 2

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 bioimpedansen, 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 illustreres som et elektrisk kredsløb, der består af tre elektriske komponenter (to modstande og en kondensator). Den ene modstand sammen med en kondensator repræsenterer målregionens intracellulærvæske, hvorimod den anden modstand repræsenterer ekstracellulærvæsken, se figur 2.1.

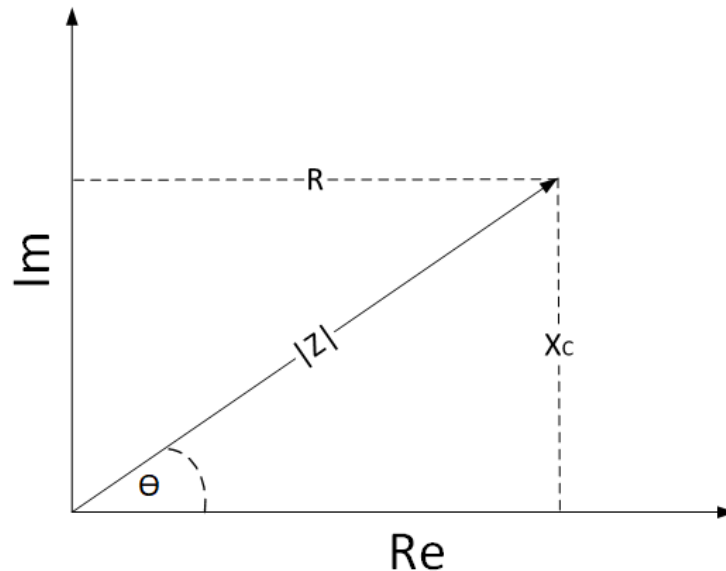


Figur 2.1: Figuren viser et biologisk væv repræsenteret som et elektrisk kredsløb. Intracellulærvæsken består af modstanden R_I og kondensatoren X_C , der har kapacitive egenskaber. R_E er modstanden i ekstracellulærvæsken

2.1. Introduktion

Bioimpedans eller den elektriske impedans (Z) siger noget om modstanden som den injicerede strøm møder i vævet. Denne impedans består af to elementer, en modstand (R) og en reaktance X_C , som kan plottes i et koordinatsystem, der har en real- og imaginærdel [1]. Værdien af Z kan beregnes som følgende:

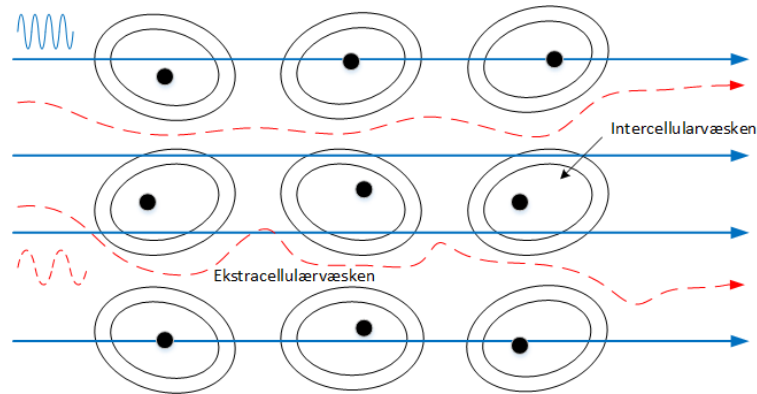
$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (2.1)$$



Figur 2.2: Forholdet imellem den kapacitive 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. 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].

2.2. Opbygning af BI-måler



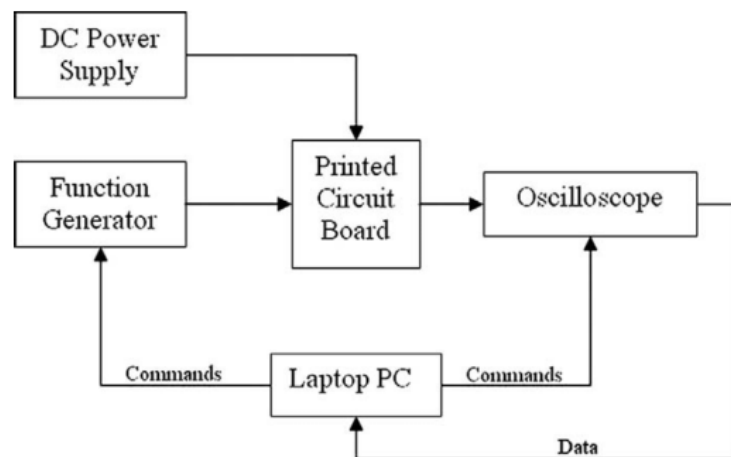
Figur 2.3: Strømflow igennem cellemembranen

2.2 Opbygning af BI-måler

Den omtalte artikel i starten af dette bilag indeholder et kredsløb, der er prisbilligt. Kredsløbets komponenter er indkøbt og 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 i simuleringværktøjet Multisim. Disse simuleringresultater vil blive præsenteret senere. I de følgende afsnit gennemgås, hvordan figur 2.4s blokke er implementeret i dette projekt.

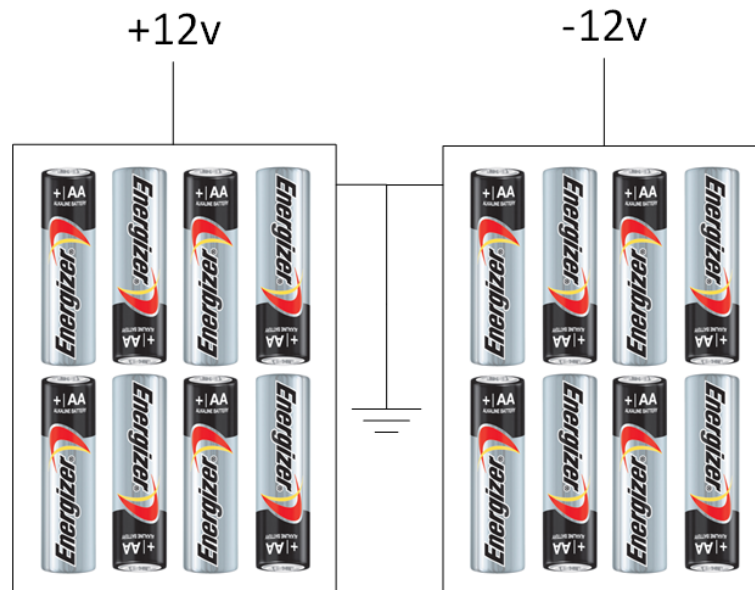


Figur 2.4: Blokdiagram over det angivne kredsløb [1]

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 senere 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. Denne forsyningsspænding forsyner både instrumentationsforstærkeren og strømgeneratoren.

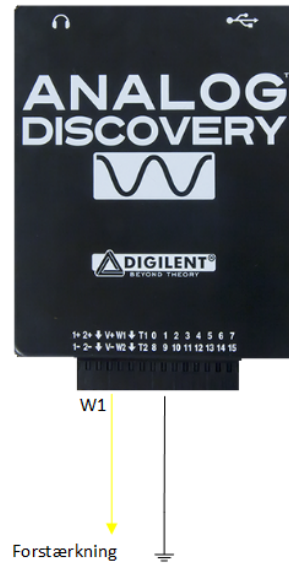


Figur 2.5: 2x8 batterier sat i serie med hinanden

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 måles et synk [4] [2]. Amplituden er valgt til 2 V.

2.3. Hardware

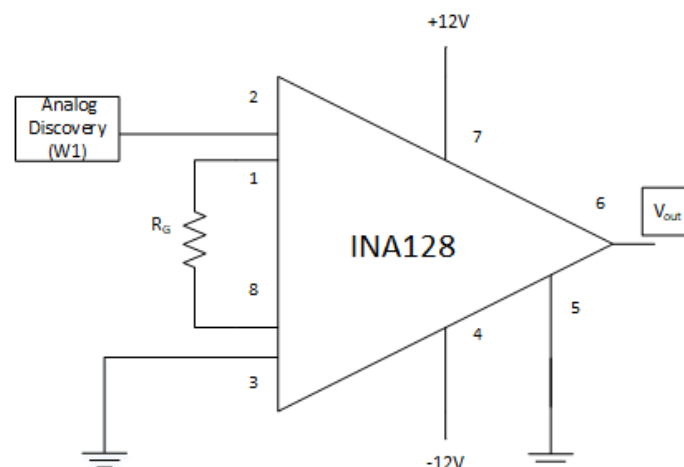


Figur 2.6: Diagram over hvilke porte på Analog Discovery der blev brugt som funktionsgenerator.

2.3.3 Forstærkning

Signalflowet starter, ved at Analog Discovery sender 2V 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 følgende egenskaber [6]:

- Høj common-mode rejection
- Differentielt input
- Gain justering med kun én modstand



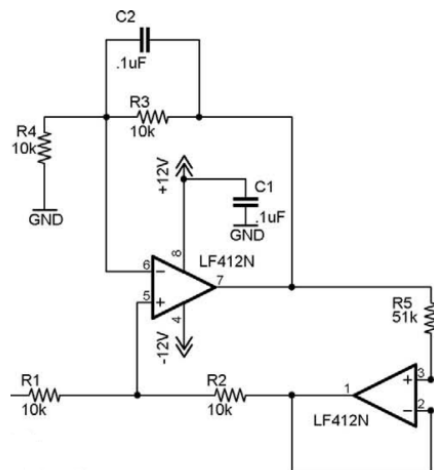
Figur 2.7: Diagram over INA128 med differentielt input. Indgangen (ben 2) modtager 2V fra Analog Discovery og (ben 3) sættes til stel. Gain modstanden R_G er på $51k\Omega$. Eksitationsspændingen er på ± 12 V. Det forstærkede signal måles på ben 6

2.3. Hardware

2.3.4 Strømgenerator

Strømgeneratoren, LF412N, bliver forsynet med de 4V fra instrumentationsforstærkeren. Denne forsyningsspænding kommer ind via. R1. På baggrund af den forsyning producerer LF412N strøm, som måles på ben 3 vha. en amperemeter. Alle modstande i kredsløbet har 1% tolerance værdi. R_5 styrer, hvor meget strøm, der kan komme ud af strømgeneratoren. Den forventede output-strøm beregnes vha. formelen [1]:

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

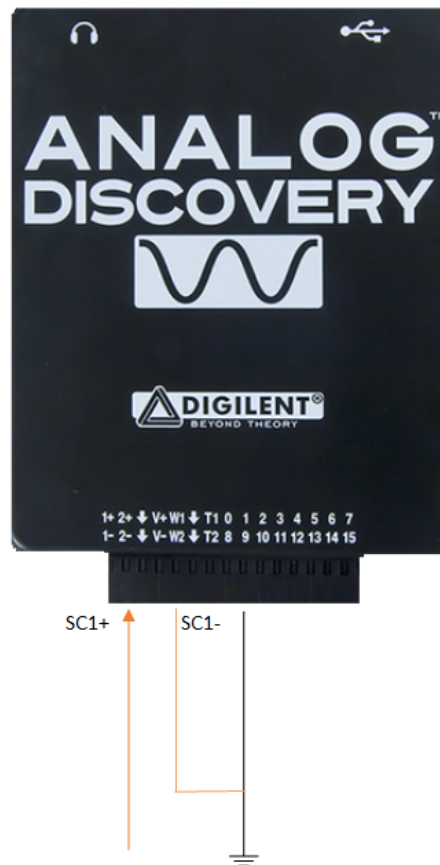


Figur 2.8: Diagram over VCCS, strømgeneratoren, som er bygget op efter Howland princippet. Kredsløbets modstande har samme størrelse undtagen R_5 . Størrelsen af denne modstand bestemmer hvor meget strøm, der kan produceres ud af LF412N

2.3.5 A/D-konverter

Analog Discovery bruges, udover at fungere som funktionsgenerator, også som dataopsamlingsenhed. AD er valgt, fordi den kan sample to signaler simultant, samtidig med den generer et signal. Dette er nødvendigt, da BI-måleren senere i integrationstesten kombineres med en EMG-måler. Ved sampling af ét signal tillader AD at man sætter samplingsfrekvensen op til 1MHz, men når to signaler samples simultant, skal samplingsfrekvensen reduceres til 500kHz. Der er også eksperimenteret med en anden dataopsamlingsenhed kaldet NI USB-6259 BNC [7]. Denne enhed tillader en samplingsfrekvens op til 1,3MHz ved sampling af ét signal. Samples der derimod to signaler samtidig, skal samplingsfrekvensen ligesom AD nedsættes til 500kHz. Begge enheder kan det samme, når det gælder sampling af to signaler simultant, men AD har den ekstra fordel, at den også kan fungere som funktionsgenerator. Derfor vælges AD fremfor NI USB-6259 BNC som dataopsamlingsenhed.

2.3. Hardware



Figur 2.9: Scope channel 1 positiv blev brugt til at måle spændingen over elektroderne

2.3.6 Elektroder



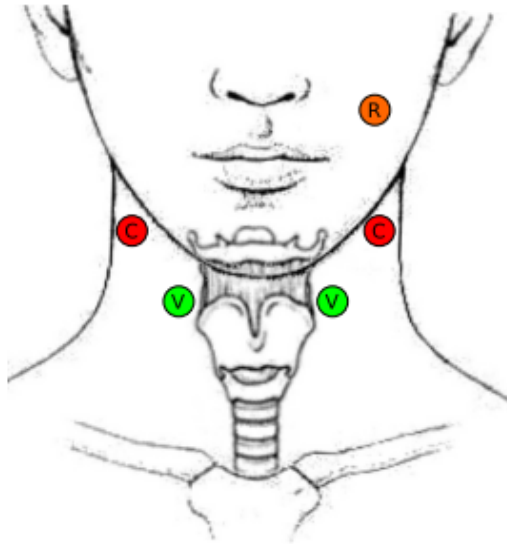
Figur 2.10: Ved måling af BI og EMG er der hhv. brugt EKG elektroder (venstre) og EMG elektroder (højre).

Ved måling af BI benyttes EKG-elektroder af typen Blue sensor electrodes. Disse elektroder indeholder meget gel, som giver en optimal kontakt til huden, men fysisk fylder de meget. EMG-elektroderne har mindre gel og fylder mindre. Elektroderne placering er inspireret af denne artikel[8], se figur 2.11.

Det skal bemærkes at emg-elektroderne første anvendes senere i dette projekt. Valget om

2.4. Software

at kombinere BI måling med emg realiseres kun , hvis BI kredsløbet, som er angivet i den omtalte artikel fungerer alene dvs. kan detektere et synk. Derfor testes BI kredsløbet alene til at starte med.

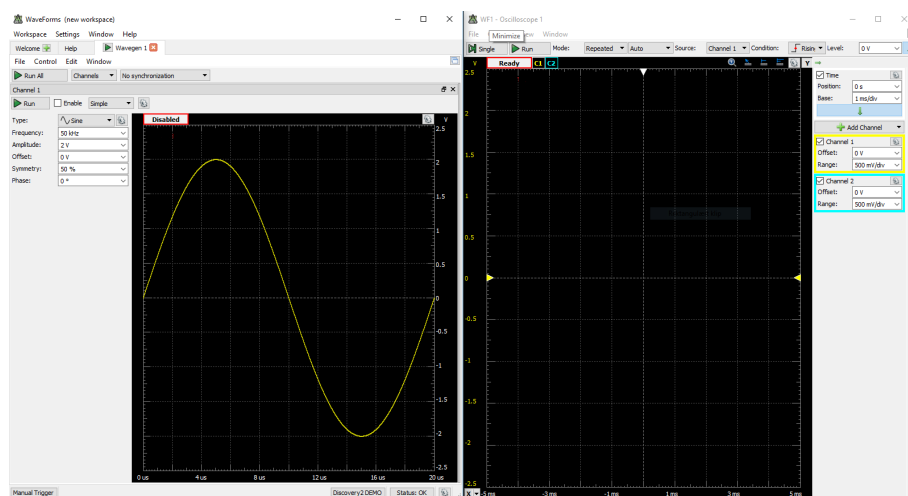


Figur 2.11: Placering af elektroderne, når man kombinere BI og EMG, implementeres som vist i figuren [8]

2.4 Software

2.4.1 Waveforms

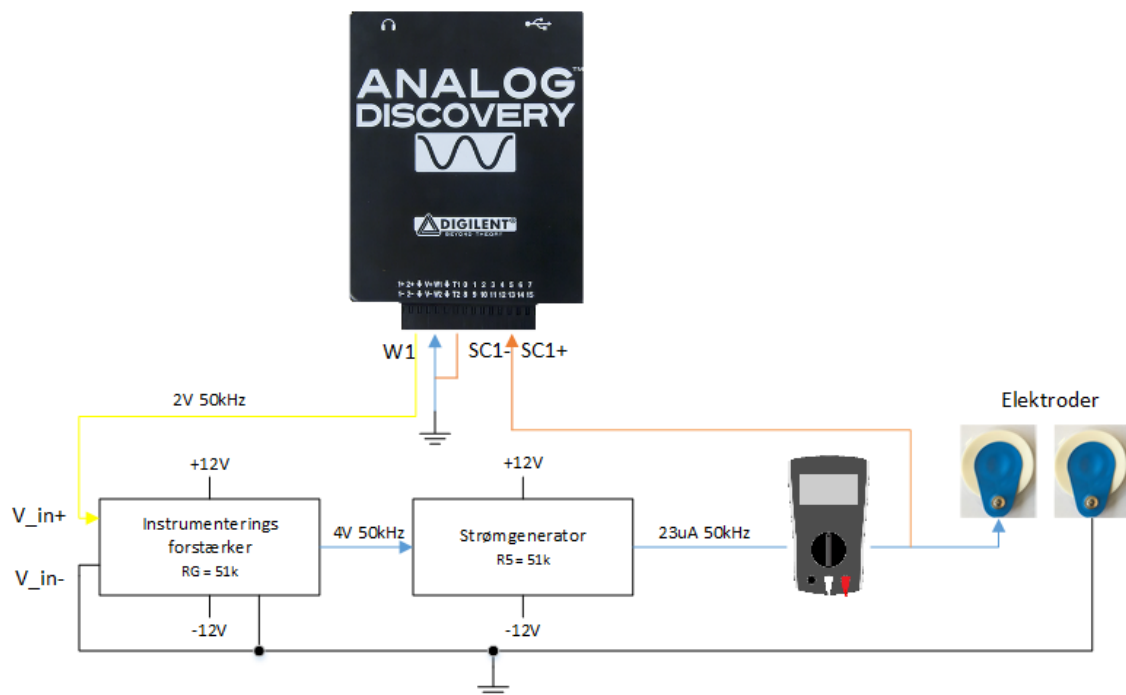
Til styring af Analog Discovery er der brugt "single purpose"programmet Waveforms. I dette program har brugeren mulighed for at generere et signal op til 5V. Der er også mulighed for at indstille signalets frekvens op til 10MHz. Programmet indeholder også et oscilloskop, se figur 2.12.



Figur 2.12: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og oscilloskopet kan indstilles som man ønsker

2.5 Realisering og test af kredsløbet

Med den overstående gennemgang er det nu muligt at igangsætte realisering og test af kredsløbet på et fumblebræt. Realisering af kredsløbet er bygget efter figurer 2.13. Her ses det at signalflowet starter med at funktionsgeneratoren simulerer kredsløbet ved at sende 2V til instrumentationsforstærkeren, som forstærker de 2V til 4V. De 4V kommer ind i strømgeneratoren, som generer strøm på baggrund af det indkommende forsyning. Af hensyn til måleobjektets sikkerhed placeres en amperemeter ved udgangen af strømgeneratoren for at følge med at strømmen er konstant inden den sendes i måleobjektet. Strømmen bliver herefter transmitteret igennem ekg-elektroder til måleobjektet.

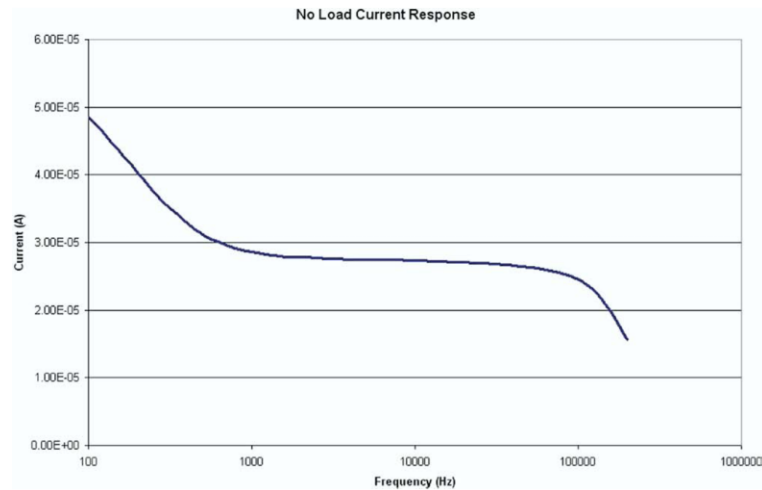


Figur 2.13: Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb

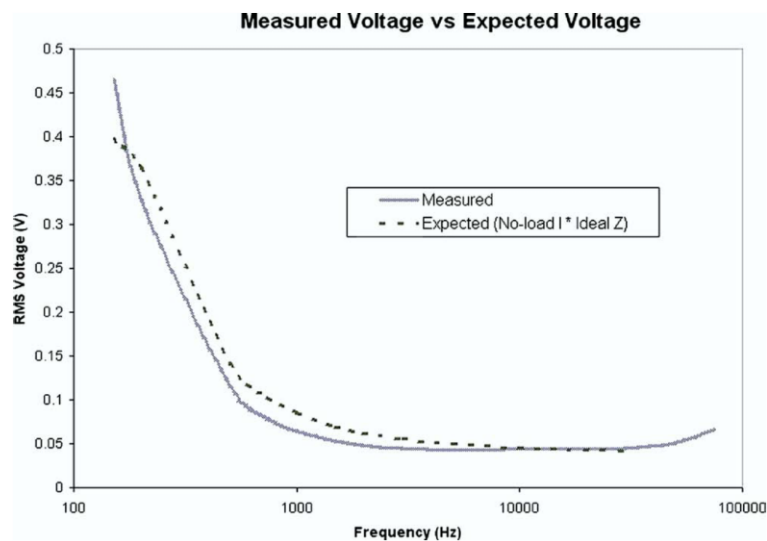
2.6 Resultater

Formålet med testen er først og fremmest at genskabe artiklens resultater, og se om det samme kredsløb kan anvendes til detektering af et synk. Den første test omhandler at teste om strømgeneratoren leverer en konstant strøm, når man variere frekvensen og den ikke er belastet. Her er det især vigtigt at genskabe en konstant strøm mellem 1 kHz og 100 kHz, se artiklens resultat på figur 2.14, når strømgeneratoren ikke er belastet. Den anden test handler om at simulere en vævsmodel og måle spændingsændringer over den, når frekvensen varieres, se artiklens resultat på figur 2.15, og strømgeneratoren er belastet. Hermed kan man beregne impedansen over vævsmodellen ved at dividere den målte spænding med den injicerede strøm.

2.6. Resultater



Figur 2.14: No-Load strøm respons af strømgeneratoren fra artiklrn[1].



Figur 2.15: Resultater fra simuleret vævsmodel. Målte spændinger over elektroderne med når frekvensen varieres [1].

2.6.1 Simulering

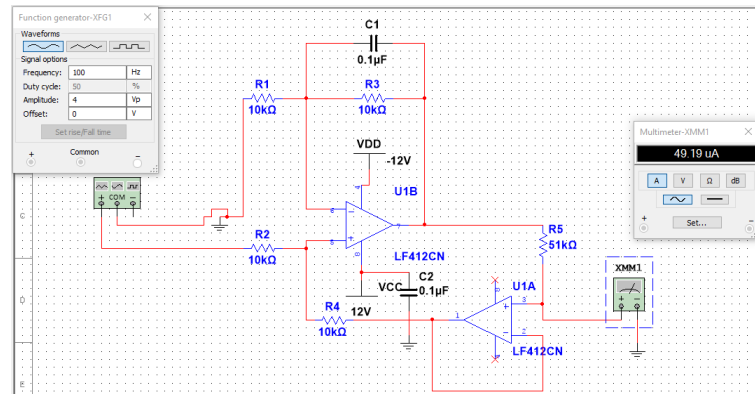
I det følgende præsenteres to simuleret resultater af strømgeneratoren. Det ene viser udgangsstrømmen når frekvensen varieres ved no-load, hvorimod den andet illustrer spændingen over vævsmodellen, når den simuleres med en kendt strøm og varieret frekvens.

2.6.1.1 No-Load

Til test af strømgeneratorens no-load respons blev funktionsgeneratoren sat til 4V og frekvensen varieres op til 100kHz. På udgangen af strømgeneratoren måles strømmen vha. en amperemeter. Resultaterne af denne test kan læses i tabel 2.1 og figur 2.17.

Det konstateres at strømmen er konstant mellem 1kHz til 1MHz. Dette betyder at figur 2.14 og 2.17 er sammenlig.

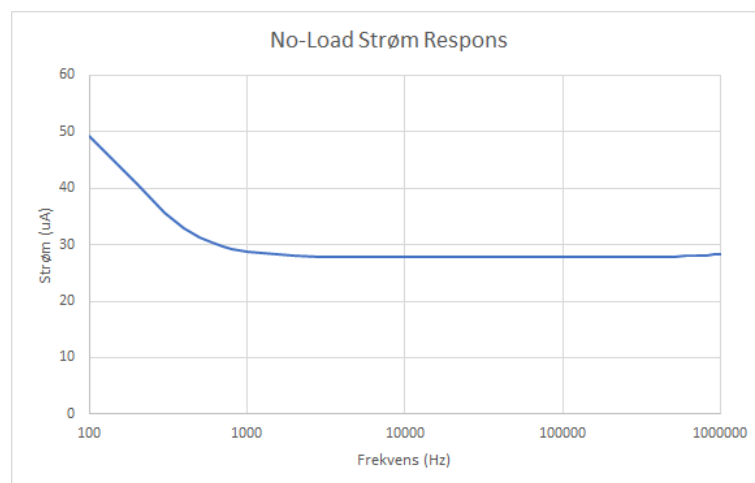
2.6. Resultater



Figur 2.16: Diagram over testopstillingen i multisim ved no-load.

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.

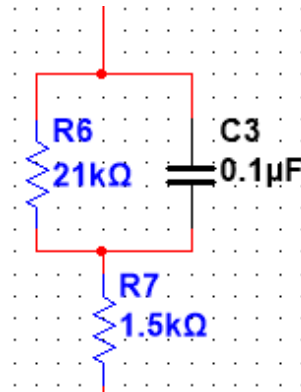


Figur 2.17: Resultatet af den målte strøm ved varieret frekvenser. Figuren kan sammenlignes med figur 2.14. X-aksen er i logaritmisk skala.

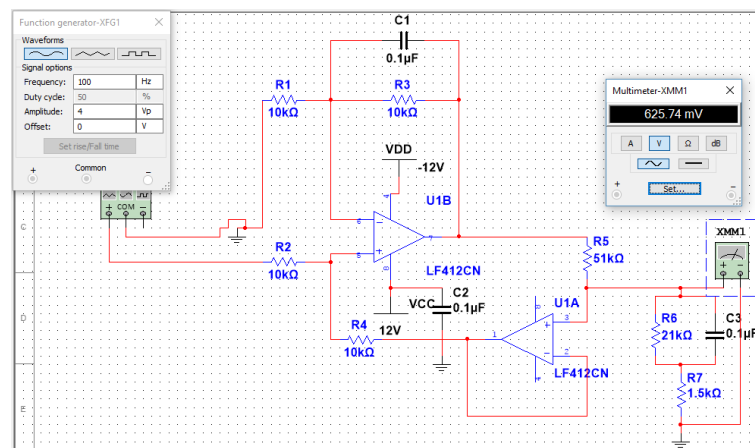
2.6. Resultater

2.6.1.2 Simulering af vævsmodel

Figur 2.18 illustrer en vævsmodel, som består af 3 elektriske komponenter. Denne vævsmodel får en kendt strøm og varierende frekvenser. Vævsmodellens impedans kan efterfølgende beregnes ved at dividere de målte spændinger med den kendte strøm.



Figur 2.18: Vævsmodel med to modstande og en kondensator, som viser en elektrisk model over et væv.



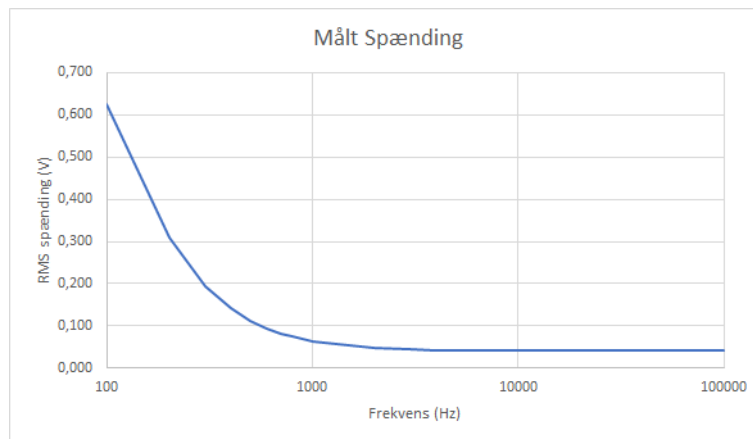
Figur 2.19: Diagram over testopstilling i multisim ved 4V og 100Hz, hvor spændingen kan aflæses over vævsmodellen.

De målte spændinger som er vist i tabel 2.2 er målt fra 100 Hz til 100 kHz. Målingerne er efterfølgende plottet i figur 2.20

2.6. Resultater

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 2.20: Grafen viser spænding i rms og skiftende frekvenser på x-aksen

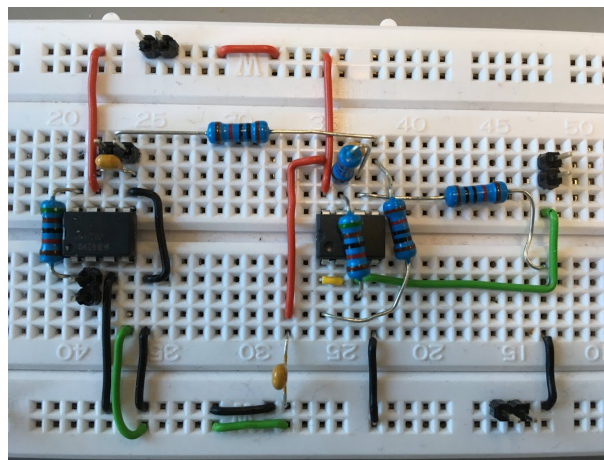
Det konstateres at figur 2.15 og 2.20 er sammenlig.

2.6. Resultater

2.6.2 Fumlebræt

Efter simuleringsfasen blev kredsløbet implementeret på et fumlebræt for at teste om resultaterne fra simuleringen kan genskabes i virkeligheden. Den praktiske test omfatter lige som i simulering at sikre at strømgeneratoren kan levere en konstant strøm, før og efter belastning, når frekvensen varieres. Begge tests er vigtige, da man vil sikre at strømgeneratoren kun producerer den beregnede strøm og ikke strømme, der kan kan blive til fare for måleobjektet.

Opstillingen af testen er implementeret på fumlebrættet som vist på figur 2.21. Der ligger $+12V$ forsyning i den øverste bane(rød), hvor den nederste bane indeholder $-12V$ (grøn). Figuren viser også det samlede kredsløb, der skal testes.

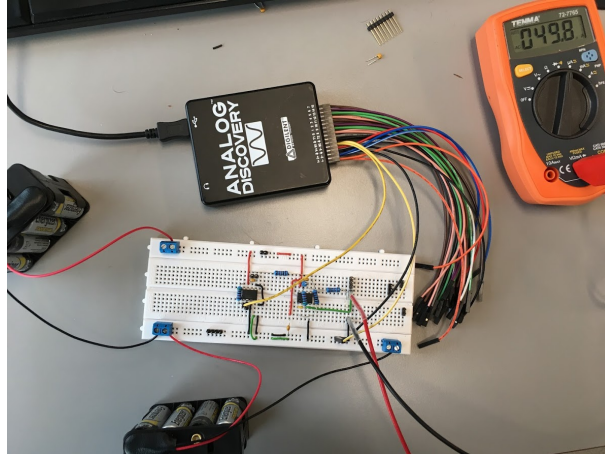


Figur 2.21: Illustration af testopstillingen på et fumlebræt. Testopstillingen indeholder en instrumentationsforstærker, INA128, til venstre og en strømgenerator, LF412CN, til højre.

2.6.2.1 No-Load

Test af kredsløbet uden belastning, no-load, testes ved at AD sender 2V AC signal ind til strømgeneratoren igennem en instrumentationsforstærker, der har en gain på 2. Strømgeneratoren bliver hermed forsynet med 4V. De 4V forårsager at strømgeneratoren producerer strøm. Denne strøm måles og noteres, hver gang frekvensen ændres. Resultaterne kan ses i tabel 2.3 og figur 2.23.

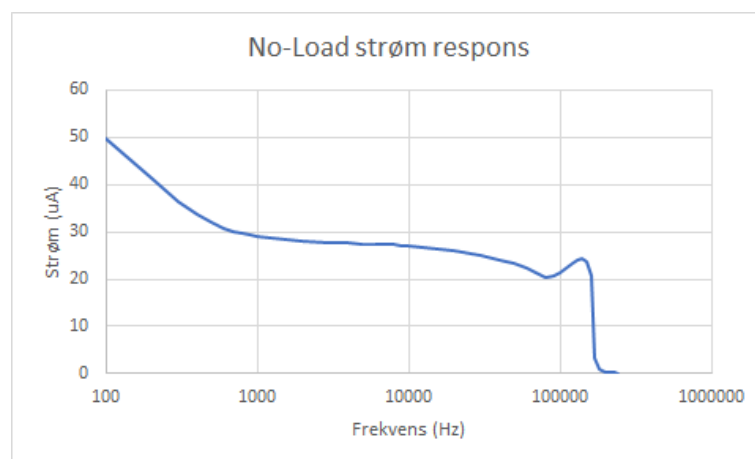
2.6. Resultater



Figur 2.22: Illustration af det samlede system, der er under test. Her vises eksitationsspændingen, AD, multimeteret og kredsløbet, der under test

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 strømme når frekvensen varieres og kredsløbet er uden belastning

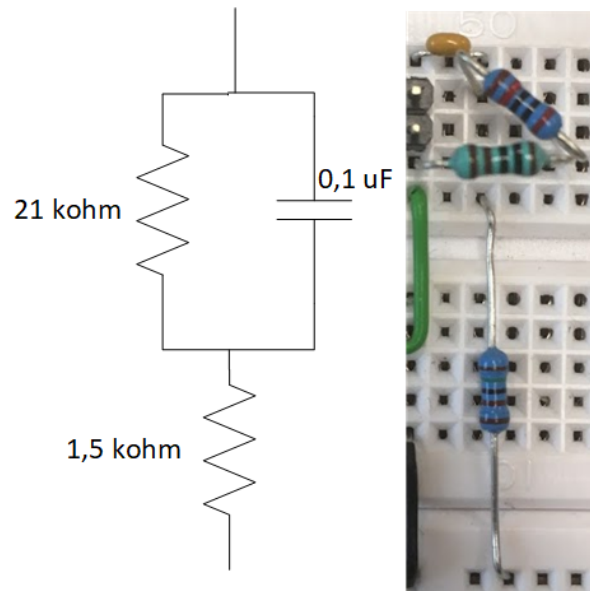


Figur 2.23: Målt strømme når frekvensen varieres og kredsløbet er uden belastning

2.6. Resultater

2.6.2.2 RMS spænding

Denne del af testen består i at man belaster kredsløbet med en vævsmodel, se figur 2.24. Under testen måles og noteres spændingsændringerne, der opstår når frekvensen varieres. Ved at dividere den målte spænding med den kendte strøm fra strømgeneratoren, kan man bestemme impedansen over vævsmodellen. De noterede målinger under denne test kan ses i tabel 2.4 og figur 2.25

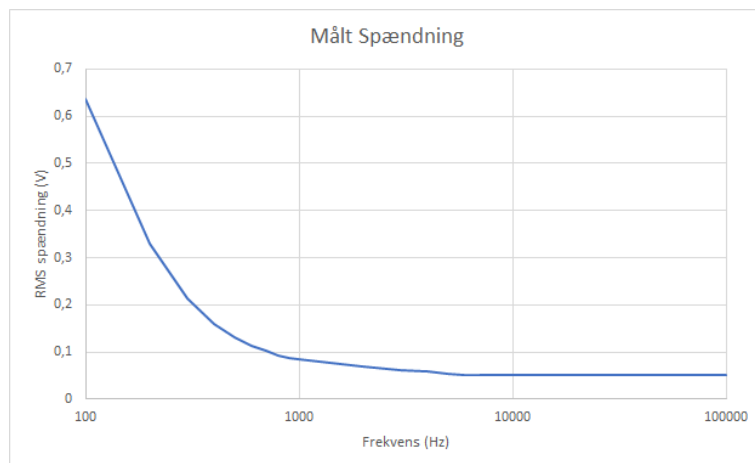


Figur 2.24: I vævsmodellen er der brugt modstande på 20 kohm, 1 kohm (i serie) og 1,5 kohm. Kondensatoren var på 0,1 uF.

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.

2.7. Detektion af synk

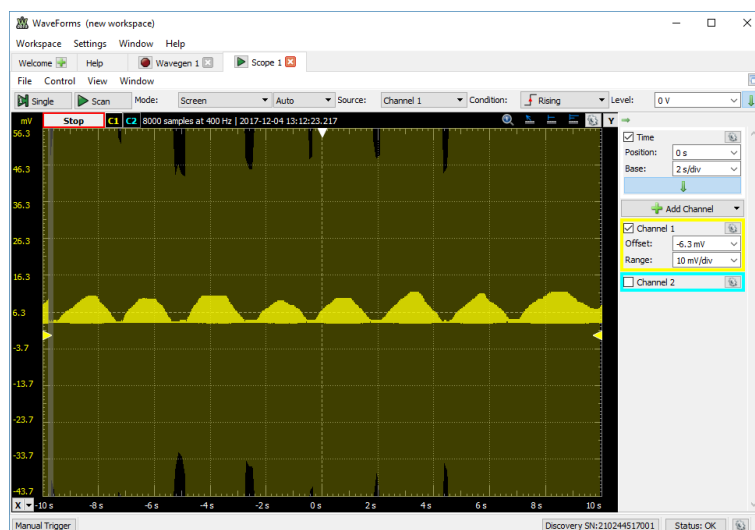


Figur 2.25: Grafen viser de målte VRMS fra 100 Hz til 100 kHz.

Begge målinger, når strømgeneratoren er med og uden belastning, stemmer overens med artiklens resultater. Dette giver indikation af at den implementerede strømgenerator kan producere konstant strøm, der er ufarlig. Med overstående resultater er det nu forsvarligt at belaste kredsløbet med et menneske væv i stedet for en vævsmodel.

2.7 Detektion af synk

Inden kredsløbet belastes med et levende væv for at undersøge om man kan detektere et synk, er det valgt at imitere, hvad der forventedes at være en lignende belastning vha. en variabel modstand. Dette er en meget forsimplet test, da et menneske væv ikke kun har en modstands egenskab. Resultatet af denne efterligning kan ses på figur 2.26.



Figur 2.26: Efterligning af et synk vha. variabel modstand på $10k\Omega$

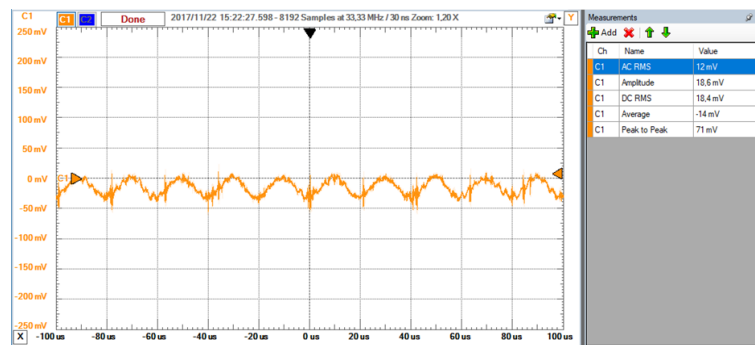
Figuren viser at kredsløbet er i stand til at detektere en lille ændring i spændingen, når variabel modstanden justeres. Denne spændingsændring betyder at impedansen også ændres, da spændingen og impedansen er proportionale.

2.7. Detektion af synk

Det kan nu konstateres at kredsløbet kan levere en konstant strøm, og kan detektere en spændingsændring, når det belastes med en variabel modstand. Herfra kan kredsløbet forbindes til et rask objekt for at detektere et synk. Dette realiseres ved at forbinde kredsløbet med et måleobjekt vha. elektroder, se hvordan elektroderne er placeret på figur 2.27. Disse elektroder transporterer strøm til måleobjektet og måler spændingsfaldet over vævet, når måleobjektet fremprovokerer et synk. Måleobjektet indtager væske i munden og synker den efterfølgende. Resultatet af denne måling er vist på 2.28.



Figur 2.27: Elektrode placering på måleobjektet



Figur 2.28: Målt synk med påsatte elektroder. Dette er ved 50 kHz og amplitude på 2 V.

Det håbede resultat af denne test var at se spændingsændringer, når måleobjektet fremprovokerer et synk. Dette blev ikke tilfældet. At systemet ikke er i stand til at detektere et synk, kan skyldes følgende forklaringer:

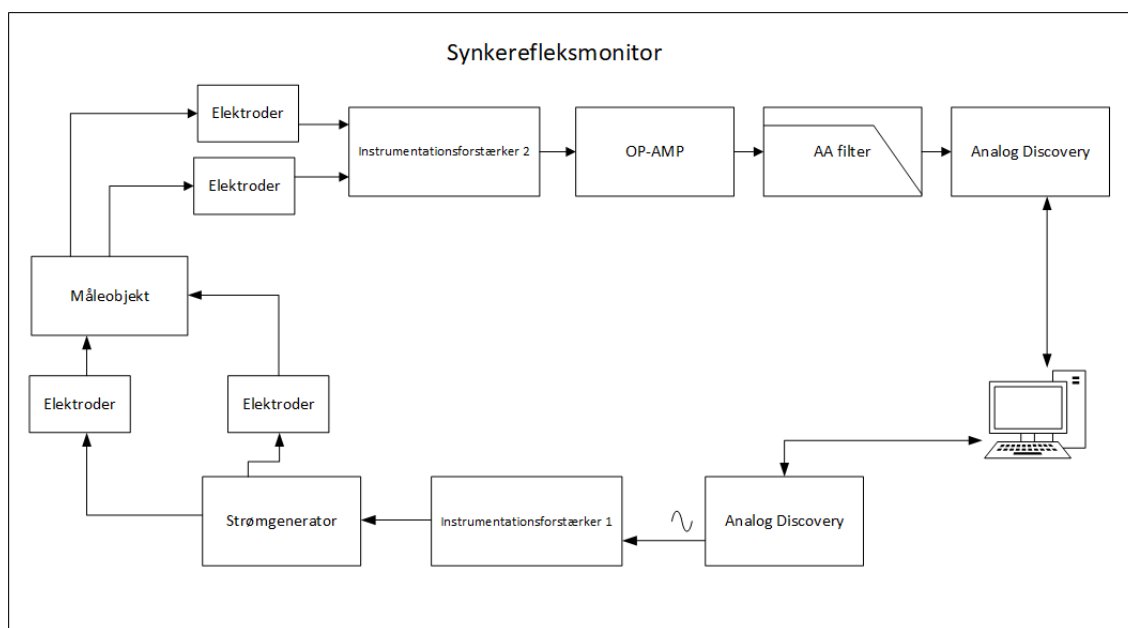
- at dette kredsløb er designet til et andet formål end at detektere et synk
- at de målte spændinger er så svage at forstærkning af dem nødvendige
- at de målte spændinger er overlejret med støj

2.7. Detektion af synk

Som konsekvens af det manglende synk besluttede projektgruppens medlemmer at designe et alternativ system, der kan detektere et synk. Design af dette system kan læses i det følgende.

Konklusion 3

I dette bilag er der gennemgået indholdet af et kredsløb fra artiklen *"Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation"*. Formålet med denne gennemgang var at undersøge om kredsløbet er i stand til at detektere et synk hos raske objekter. Under gennemgangen er der i flere trin testet strømgeneratoren for at sikre at måleobjektet kun forsynes med en uskadelig strøm. Tilslut blev måleobjektet koblet sammen med systemet for at teste om kredsløbet kan anvendes til at detektere et synk. På baggrund af denne test kunne det konstateres at systemet ikke er i stand til at detektere et synk og vi dermed er nødt til at designe et alternativ system som kan anvendes til det ønskede formål. Arkitekturen til det nye system kan ses på figur 3.1. Her ses de kritiske komponenter som det nye system skal bestå af.



Figur 3.1: Det nye system, som BI-måleren kommer til at bestå. De nederste blokke til sammen transporterer forsyning til måleobjektet, hvorimod de øverste blokke måler biosignal fra måleobjektet.

Design og valg af disse komponenter henvises der til *Bilag 5 - Design*.

Det er også valgt at kombinere overstående BI-måler system med en EMG måler. Dette er valgt, da kombinationen af de to målesystemer giver et mere retvisende billede af, hvornår et synk optræder [9] [10].

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] NI. NI 6259.
- [8] 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.
- [9] Corinna Schultheiss, Thomas Schauer, Holger Nahrstaedt, and Rainer O. Seidl. Automated detection and evaluation of swallowing using a combined emg/bioimpedance measurement system. *Scientific World Journal*, 2014, 2014.
- [10] Mette Christensen, Elisabeth; Lundbak Strand. Bachelor project: Swallows, Et System til Screening og Monitorering af Dysfagi. Technical report, 2017.