

BILAG 4

---

# Analyse

---

19. december 2017

# Indholdsfortegnelse

---

<b>Kapitel 1</b>	<b>Indledning</b>	<b>2</b>
<b>Kapitel 2</b>	<b>Bioimpedans</b>	<b>4</b>
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 . . . . .	10
2.3.6	Elektroder . . . . .	11
2.4	Software . . . . .	12
2.4.1	Waveforms . . . . .	12
2.5	Realisering og test af BI-måler . . . . .	12
2.6	Resultater . . . . .	13
2.6.1	Simulering . . . . .	14
2.6.1.1	No-Load . . . . .	14
2.6.1.2	Simulering af vævsmodel . . . . .	16
2.6.2	Fumlebræt . . . . .	18
2.6.2.1	No-Load . . . . .	18
2.6.2.2	RMS spænding . . . . .	19
2.7	Detektion af synk . . . . .	21
<b>Kapitel 3</b>	<b>Konklusion</b>	<b>23</b>
	<b>Litteratur</b>	<b>25</b>

# Indledning

# 1

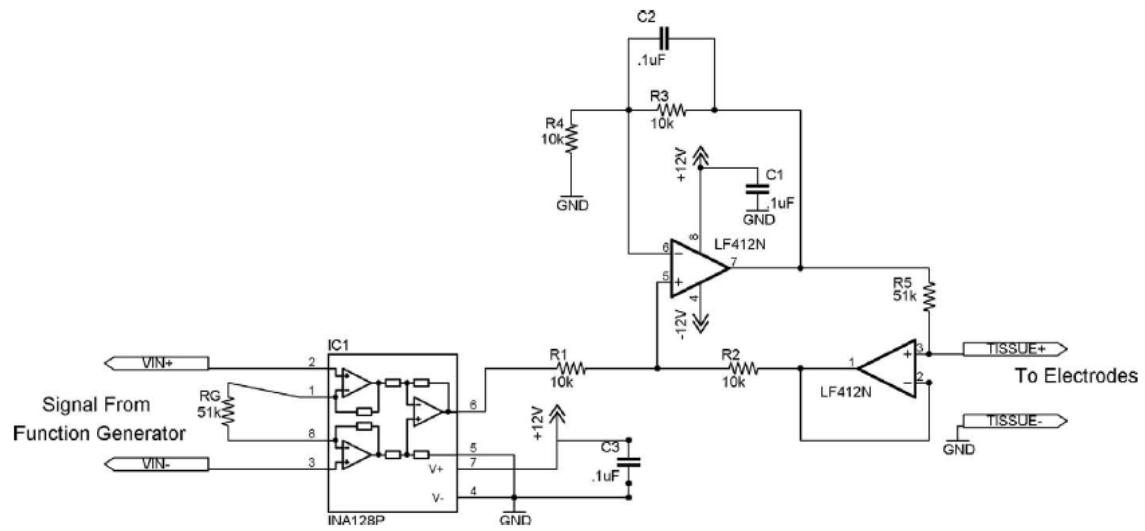
I dette bilag vil der blive beskrevet de overvejelser, der er gjort omkring den endelige løsning, som dette projekt skal munde ud i og de erfaringer, der er draget på baggrund af de udførte tests på bioimpedans-måler kredsløbet fra artiklen "*Bioimpedance Analysis: A Guide to Simple Design and Implementation*". Artiklen har været kilden til inspiration, da den beskriver de grundlæggende elementer, der skal være 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. Kredsløbet 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 herigennem.



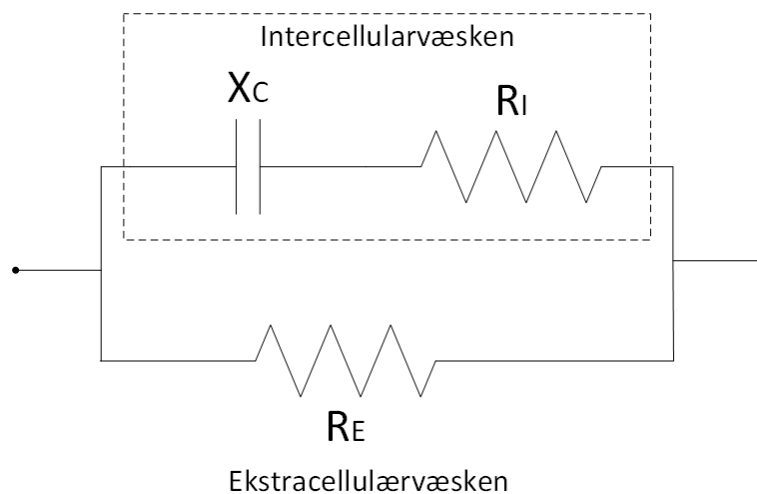
Figur 1.1: Diagram over det angivet kredsløb fra artiklen[1]

# 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.

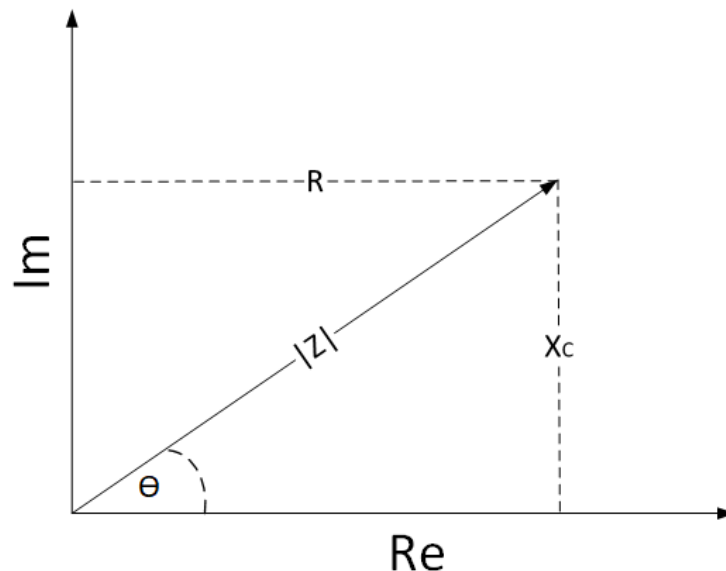


Figur 2.1: Figuren viser et biologisk væv repræsenteret som et elektrisk kredsløb. Intracellulærvæsken består af modstanden  $R_I$  og kondensatoren  $X_C$ , der har kapacitive egenskaber.  $R_E$  er modstanden i ekstracellulærvæsken

## 2.1. Introduktion

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. Værdien af  $Z$  kan beregnes som følgende:

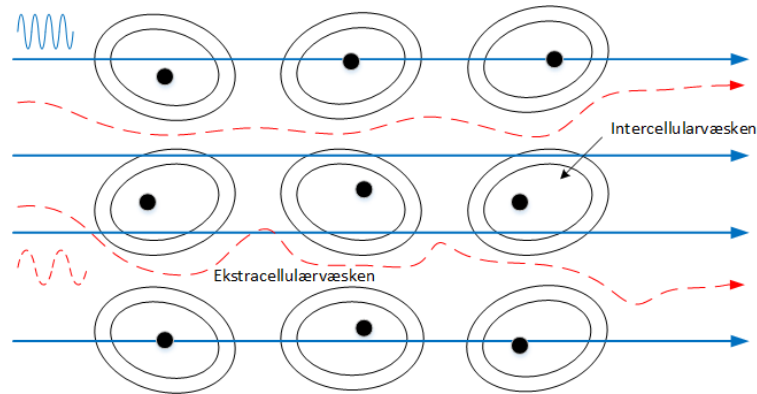
$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2} \quad (2.1)$$



Figur 2.2: Forholdet imellem den kapacitive reaktans ( $X_C$ ), modstanden ( $R$ ), impedansen ( $Z$ ) og fasevinklen ( $\theta$ ) 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



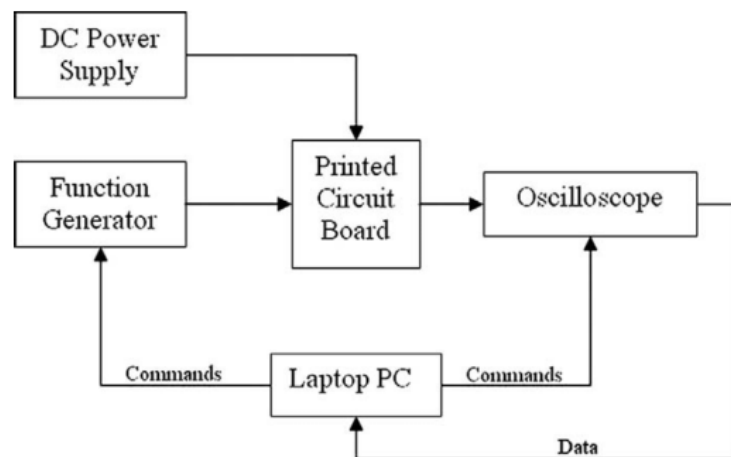
Figur 2.3: Strømflow igennem cellemembranen

## 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.

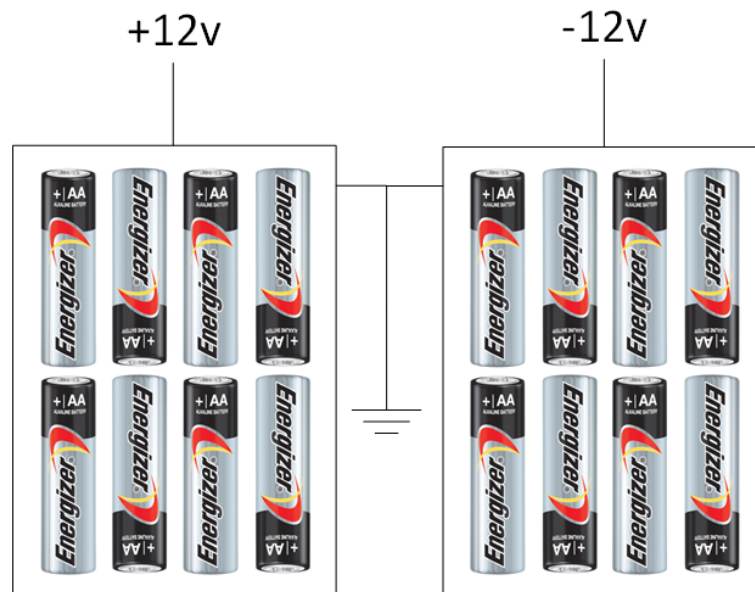


Figur 2.4: Blokdiagram over det angivne kredsløb [1]

## 2.3. Hardware

### 2.3.1 Power Supply

I artiklen er der brugt en  $\pm 12$  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  $\pm 12$  V uden at bruge netforsyningen.



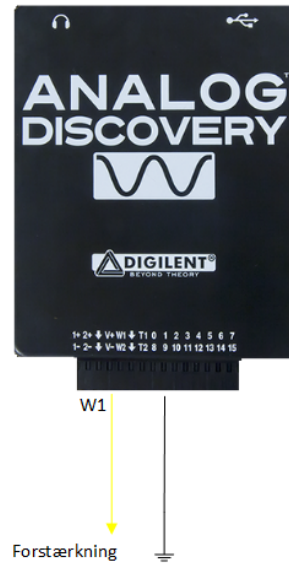
Figur 2.5: 2x8 batterier sat i serie med hinanden

### 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



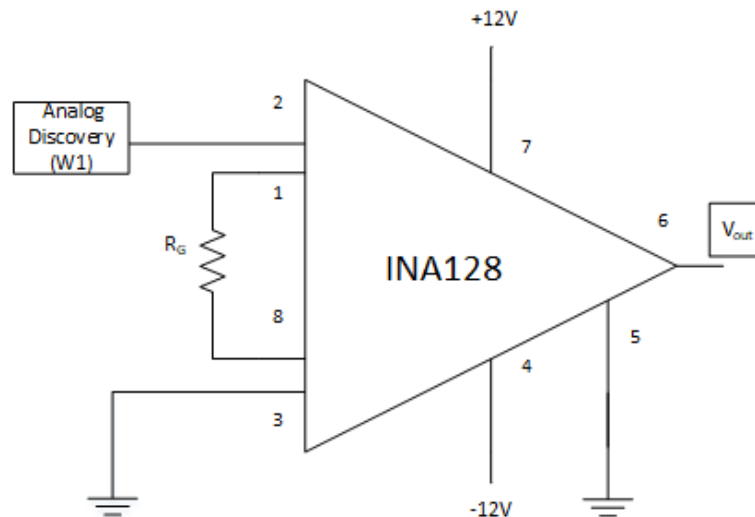
Figur 2.6: Diagram over hvilke porte på Analog Discovery der blev brugt som funktionsgenerator.

### 2.3.3 Forstærkning

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 en modstand

## 2.3. Hardware

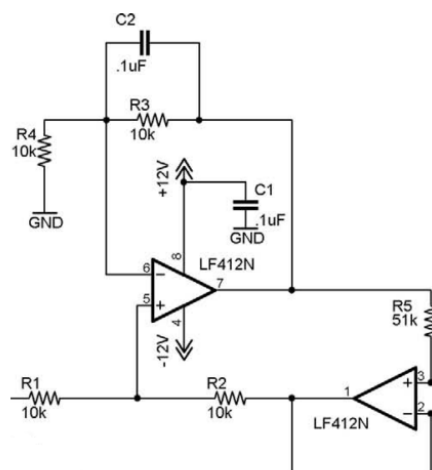


Figur 2.7: Diagram over INA128 med differentielt input. Indgangen (ben 2) modtager 2V fra Analog Discovery og (ben 3) sættes til stel. Gain modstanden  $R_G$  er på  $51k\Omega$ . Eksitationsspændingen er på  $\pm 12V$ . Det forstærket signal måles på ben 6

### 2.3.4 Strømgenerator

Strømgeneratoren, LF412N, bliver forsynet med de 4V fra instrumentationsforstærkeren. Denne forsyningsspænding kommer ind via  $R_1$ . På baggrund af den forsyning producerer LF412N strøm, som måles på ben 3 vha. en amperemeter. Kombinationen af bestemt ohmsk modstands størrelse og lav % tolerance værdi, giver LF412N en faste strøm. Her er der brugt 1% modstande. Ved at justere kun modstanden  $R_5$ , kan en ønsket strøm størrelse beregnes vha. formelen[1]:

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

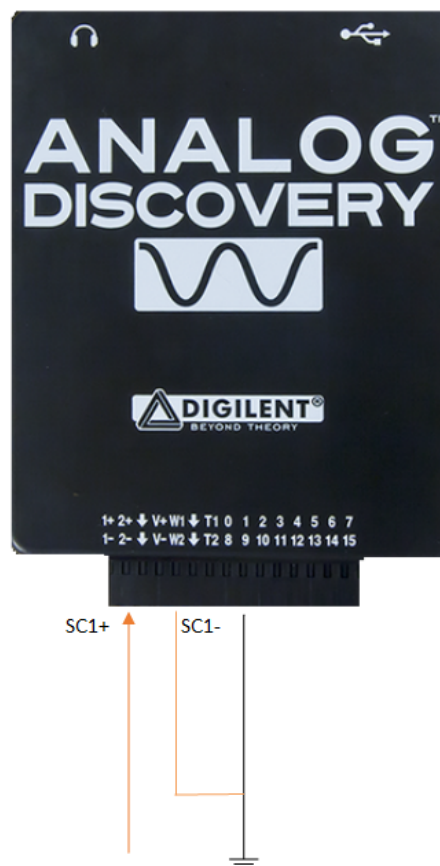


Figur 2.8: Diagram over VCCS, strømgeneratoren, som er bygget op efter Howland princippet. Kredsløbets modstande har samme størrelse undtagen  $R_5$ . Størrelsen af denne modstand bestemmer hvor meget strøm, der kan produceres ud af LF412N

## 2.3. Hardware

### 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. 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.



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

## 2.3. Hardware

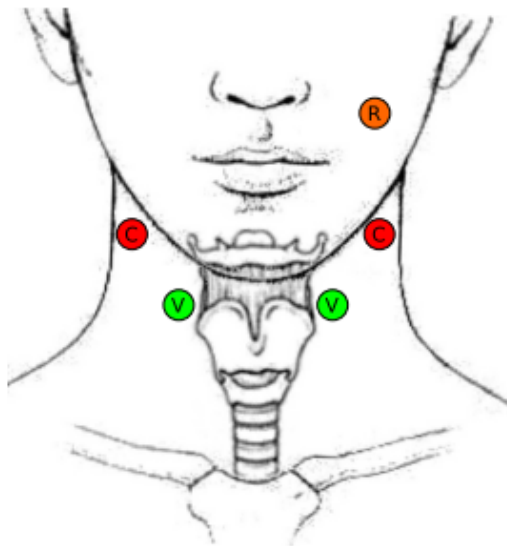
### 2.3.6 Elektroder



*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 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 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.



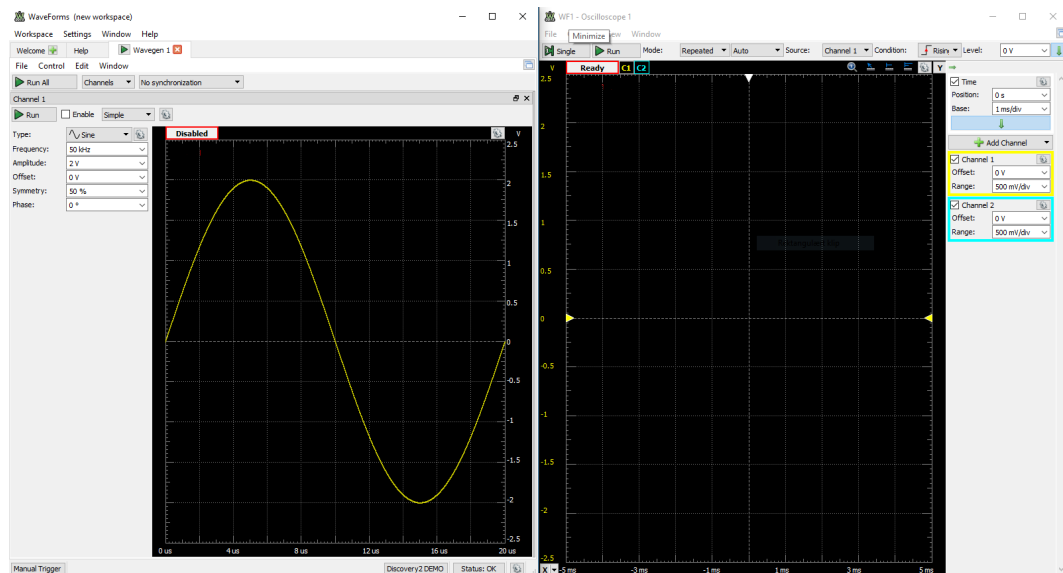
*Figur 2.11: Placering af elektroderne implementeres som vist i figuren [8]*

## 2.4. Software

## 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.

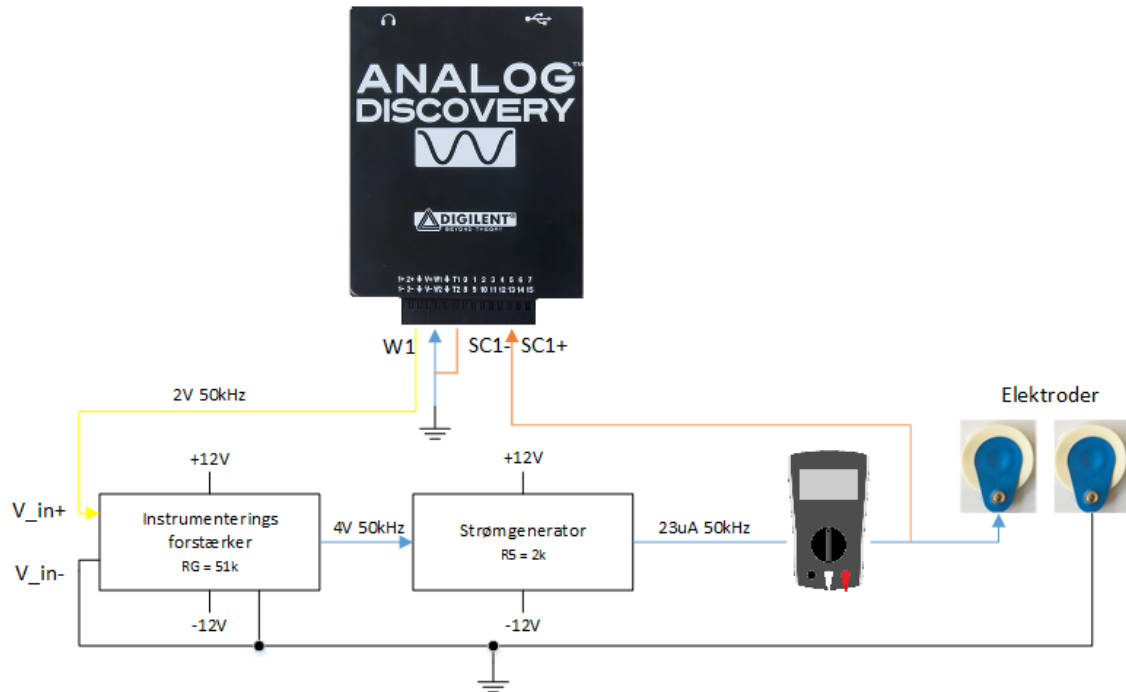


Figur 2.12: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og oscilloskopet kan indstilles som man ønsker

## 2.5 Realisering og test af BI-måler

Med den overstående gennemgang er det nu muligt at igangsætte realisering og test af kredsløbet på et fumlebræt. Realisering af kredsløbet er bygget efter figur 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.

## 2.6. Resultater

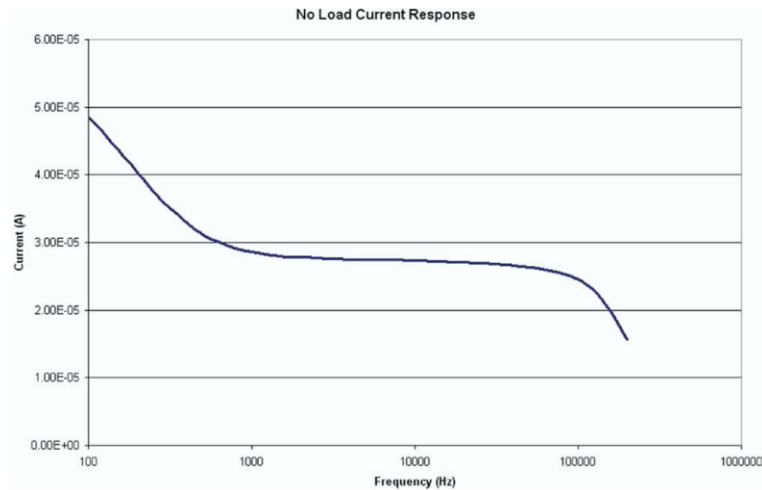


Figur 2.13: Diagram over testopstilling af det angivet kredsløb

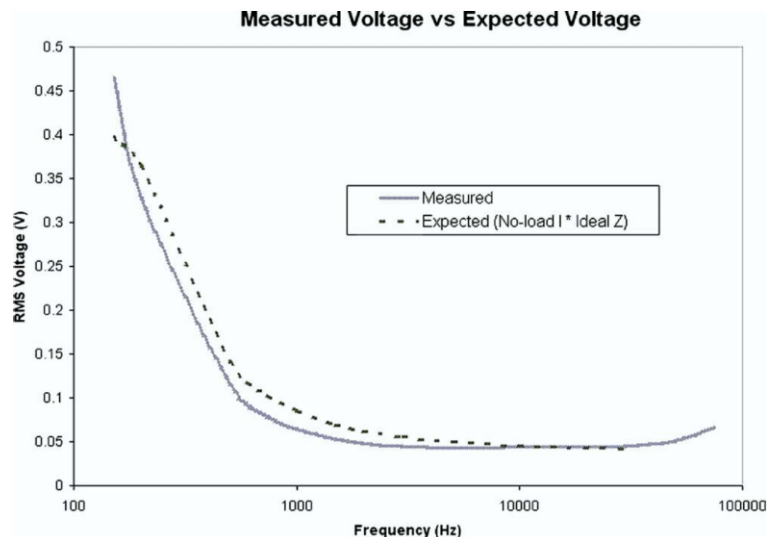
## 2.6 Resultater

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 varierer 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 elektroder, når frekvensen varieres, se artiklens resultat på figur 2.15, når 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 artikl[1].



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

### 2.6.1 Simulering

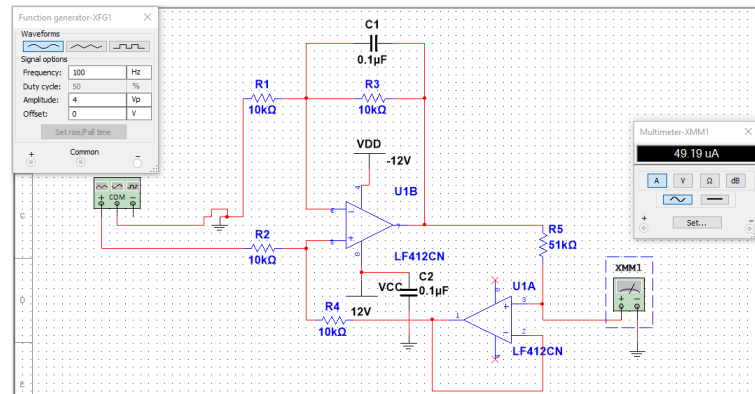
I det følgende præsenteres to simuleret resultater af strømgeneratoren. Det ene viser udgangsstrømmen når frekvensen varieres ved no-load, hvorimod den andet illustrer spændingen over elektroderne når en vævsmodel simuleres med en kendt strøm, hvor frekvens varieres.

#### 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.

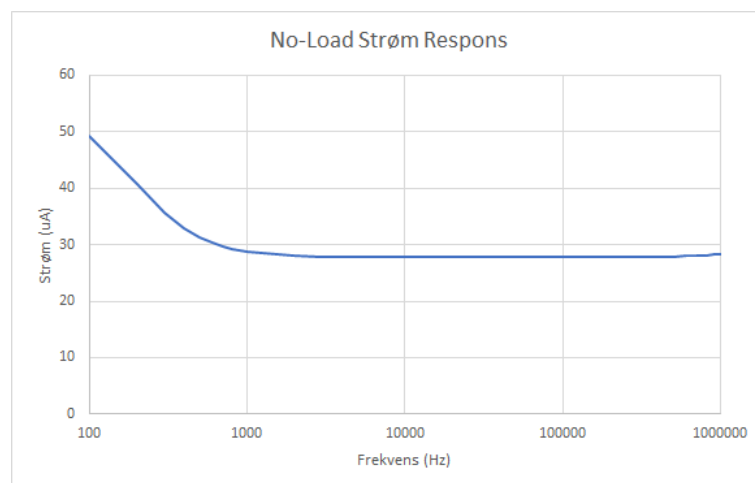
## 2.6. Resultater



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.



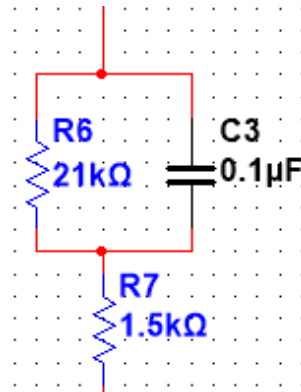
Figur 2.17: Resultatet af den målte strøm ved varieret frekvenser. Figuren kan sammenlignes med figur 2.14. X-aksen er i logaritmisk skala.



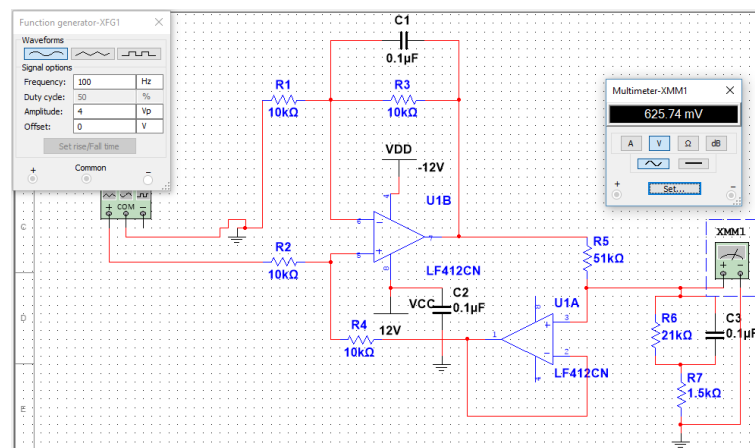
## 2.6. Resultater

### 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.



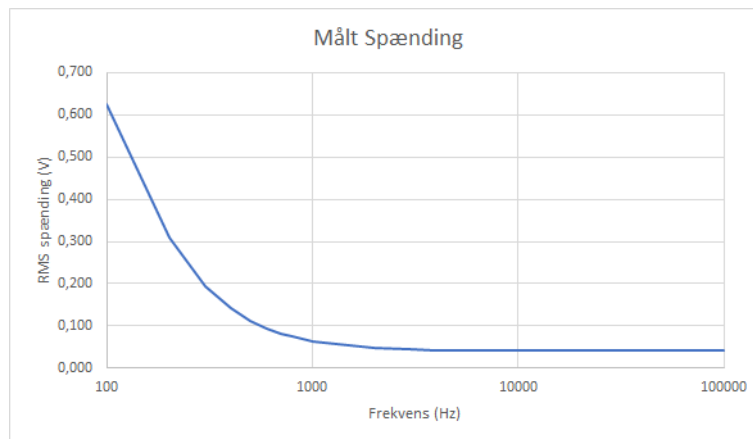
Figur 2.19: Diagram over testopstilling i multisim ved 4V og 100Hz, hvor spændingen kan aflæses over vævsmodellen.

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.*



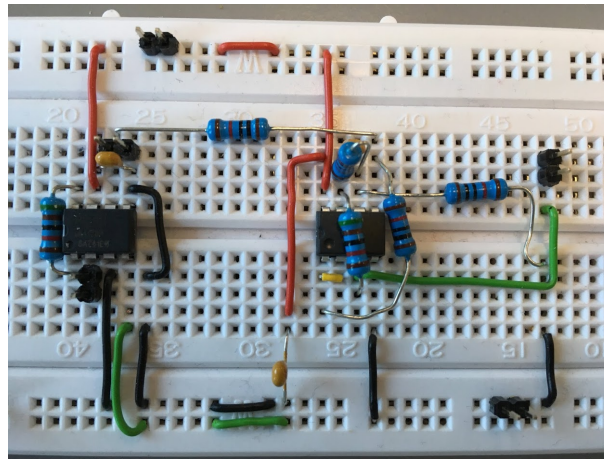
*Figur 2.20: Grafen viser spænding i rms og skiftende frekvenser på x-aksen*

Det konstateres at figur 2.15 og 2.20 er sammenlig.

## 2.6. Resultater

### 2.6.2 Fumlebræt

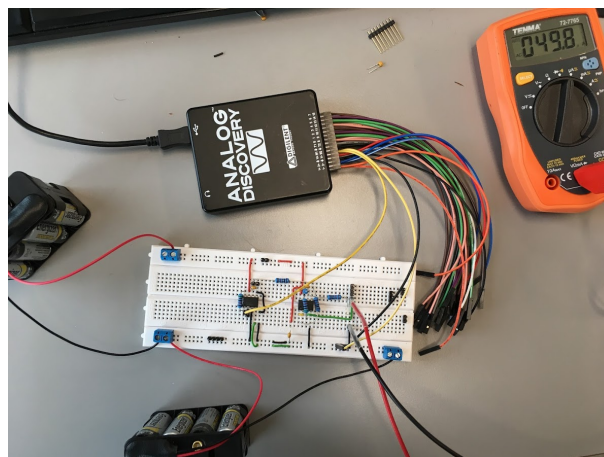
Der blev foretaget samme målinger på fumlebræt. Opstillingen af fumlebrættet kan ses i figur 2.21. Den øverst bane var +12V (rød), den nederste bane var -12 V (grøn) og stel sort.



*Figur 2.21: Billede af testopstilling på fumlebræt på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign. INA128 til venstre og LF412CN til højre.*

#### 2.6.2.1 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 2.23.

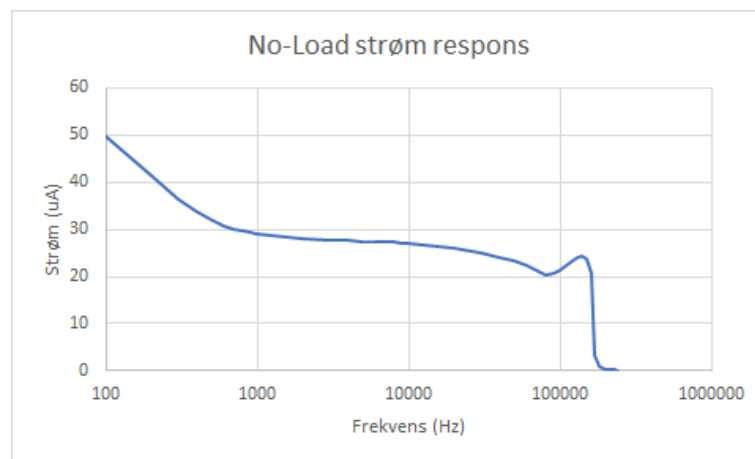


*Figur 2.22: Billede af testopstilling på fumlebræt ved 100 Hz og en konstant strøm på 49  $\mu$ A.*

## 2.6. Resultater

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.

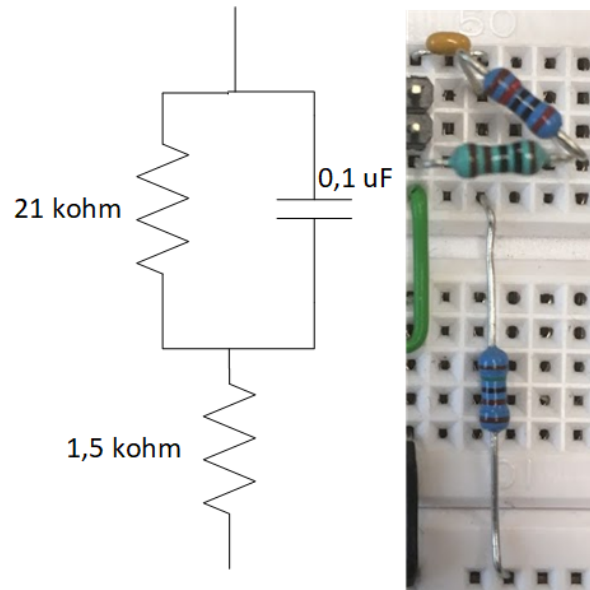


Figur 2.23: Grafen viser målt RMS.

### 2.6.2.2 RMS spænding

Ved at tilføre vævsmodellen som i figur 2.24 kunne spændingerne måles.

## 2.6. Resultater



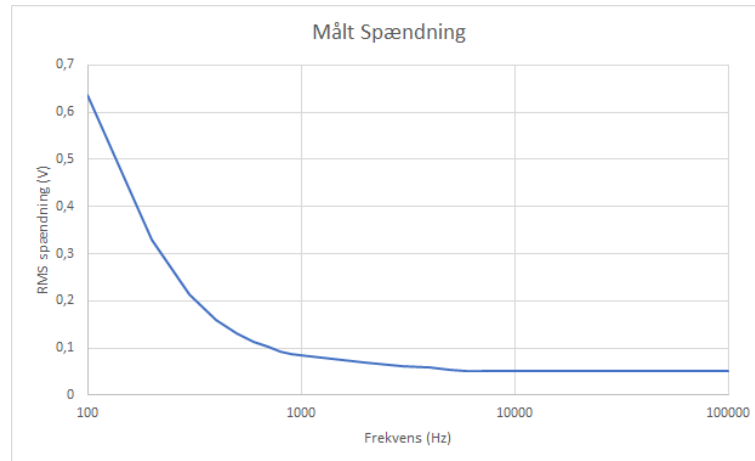
*Figur 2.24: I vævsmodellen er der brugt modstande på 20 kohm, 1 kohm (i serie) og 1,5 kohm. Kondensatoren var på 0,1 uF.*

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 2.25 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.*

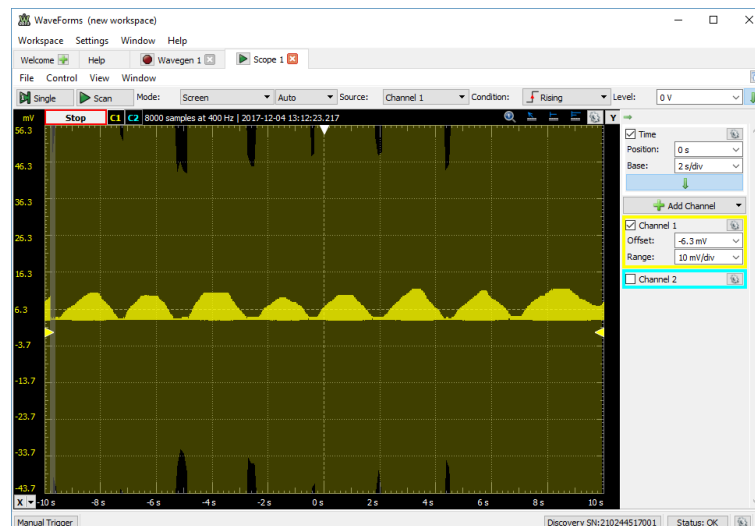
## 2.7. Detektion af synk



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

## 2.7 Detektion af synk

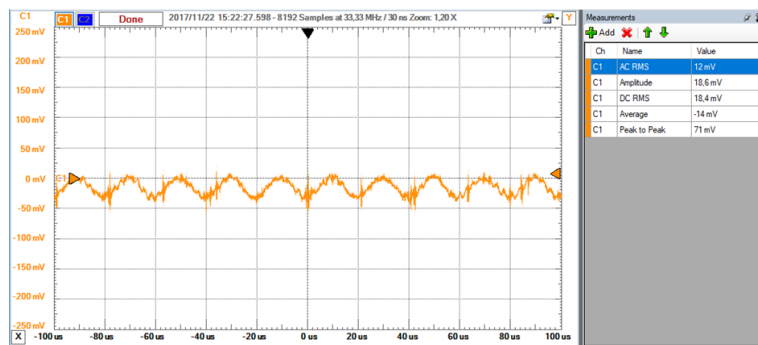
Detektionen af synk vil foregå med fumblebrættet. Først med en variable modstand efterfølgende med elektroder påsat som load. Ved den variable load modstand kan det ses i figur 2.26, at et synk kan vises ved at dalene i signalet er når modstanden bliver mindre og går så op igen når modstanden øges. Dette 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 2.26: 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 2.27 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.

## 2.7. Detektion af synk



Figur 2.27: Målt synk med påsatte elektroder. Dette er ved 50 kHz og amplitude på 2 V.

# Konklusion 3

---

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.

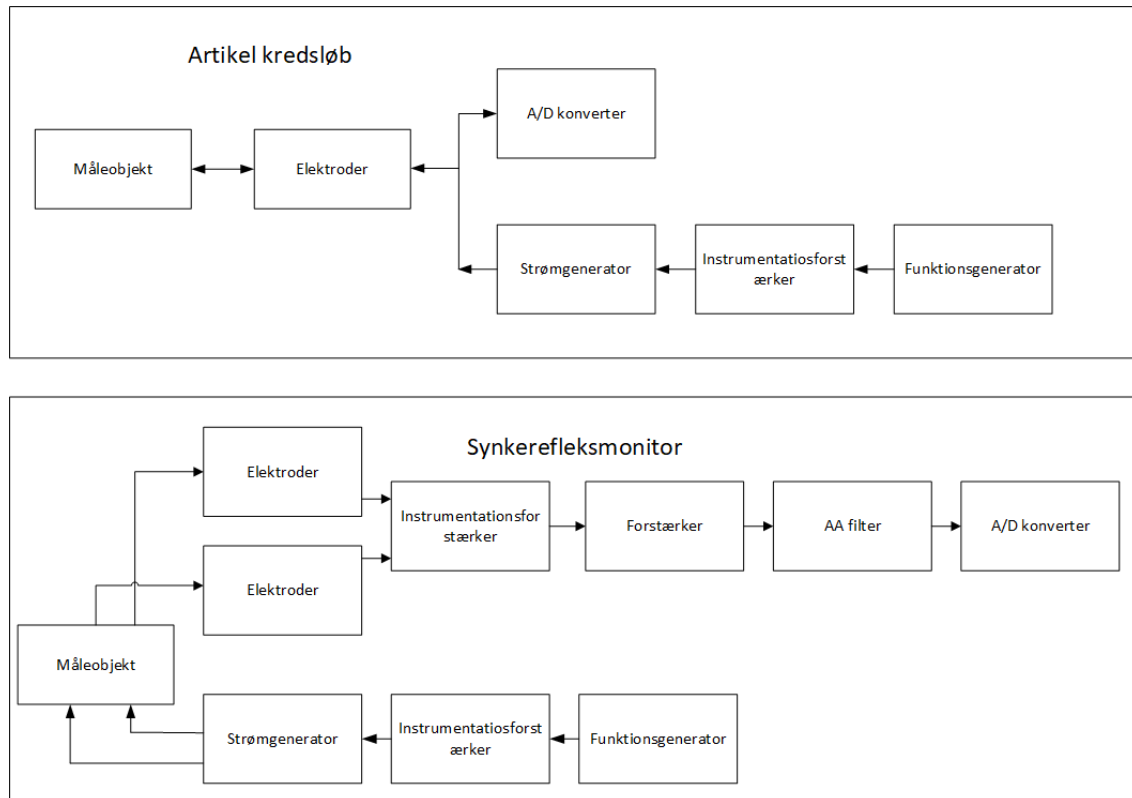
I artiklen bliver der ikke omtalt filtrering af det samplet signal. Dette vil blive et must da for at undgå antialiasering[9] skal dette udvikles til systemet.

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 3.1.



Figur 3.1: Øverst er det simple kredsløb fra artiklen. Nederst er det ønsket mere komplekse Synkereflexsmonitor.