

# Indholdsfortegnelse

---

|                   |   |           |
|-------------------|---|-----------|
| <b>Kapitel 1</b>  | <b>Indledning</b>                         | <b>1</b>  |
| <b>Kapitel 2</b>  | <b>Det oprindelige kredsløb</b>           | <b>2</b>  |
| 2.1               | Hardware . . . . .                        | 2         |
| 2.1.1             | Strømforsyning . . . . .                  | 2         |
| 2.1.2             | Funktionsgenerator . . . . .              | 3         |
| 2.1.3             | Forstærkning . . . . .                    | 3         |
| 2.1.4             | Strømgenerator . . . . .                  | 5         |
| 2.1.5             | Elektroder . . . . .                      | 5         |
| 2.1.6             | A/D-konverter . . . . .                   | 6         |
| 2.2               | Software . . . . .                        | 7         |
| 2.2.1             | Waveforms . . . . .                       | 7         |
| 2.3               | Testopstillinger . . . . .                | 7         |
| 2.3.1             | Testopstilling 1 . . . . .                | 7         |
| 2.4               | Konklusion . . . . .                      | 10        |
| <b>Kapitel 3</b>  | <b>Det modificeret kredsløb</b>           | <b>11</b> |
| 3.1               | Hardware del 1 - Strømgenerator . . . . . | 11        |
| 3.1.1             | Strømforsyning . . . . .                  | 11        |
| 3.1.2             | Funktionsgenerator . . . . .              | 11        |
| 3.1.3             | Forstærkning . . . . .                    | 11        |
| 3.1.4             | Strømgenerator . . . . .                  | 11        |
| 3.1.5             | Elektroder . . . . .                      | 11        |
| 3.2               | Hardware del 2 - Spændingsmåler . . . . . | 11        |
| 3.2.1             | Strømforsyning . . . . .                  | 11        |
| 3.2.2             | Elektroder . . . . .                      | 11        |
| 3.2.3             | Forstærkning . . . . .                    | 11        |
| 3.2.4             | Antialiaseringsfilter . . . . .           | 11        |
| 3.2.5             | A/D konverter . . . . .                   | 11        |
| 3.3               | Software . . . . .                        | 11        |
| 3.3.1             | Matlab . . . . .                          | 11        |
| 3.4               | Testopstillinger . . . . .                | 11        |
| 3.5               | Konklusion . . . . .                      | 11        |
| <b>Kapitel 4</b>  | <b>EMG</b>                                | <b>12</b> |
| <b>Kapitel 5</b>  | <b>Konklusion</b>                         | <b>16</b> |
| <b>Litteratur</b> |   | <b>17</b> |

[a4paper,11pt,dvipsnames,oneside,openany]memoir  
subfiles nameref tabularx  
[utf8]inputenc [danish]babel [T1]fontenc ragged2e,anyfontsize titletoc  
lastpage tikz  
graphicx multicol rotating xcolor flafter float color, colortbl  
amsmath,amssymb,stmaryrd mathtools textcomp rsphrase [version=3]mhchem siunitx  
[danish]varioref natbib xr  
listings lipsum [shortlabels]enumitem pdfpages  
0pt  
booktabs  
[hang, font=small, it]caption  
hyperref  
cleveref  
units tabu, longtable enumerate tabto [hyphenbreaks]breakurl amssymb pifont  
[bottom]footmisc  
relsize  
pdflscape rotating

## BILAG 4

---

# Analyse

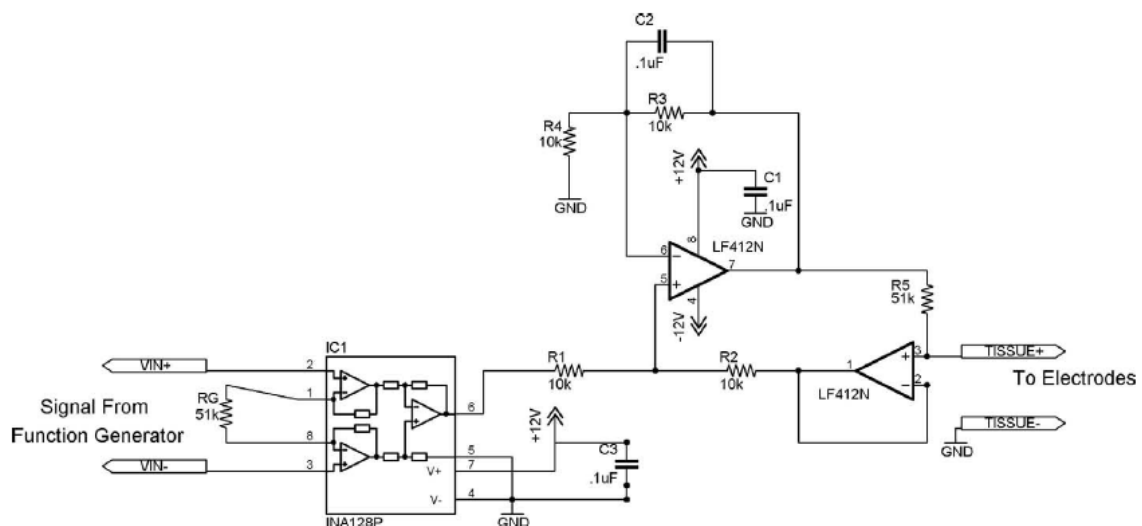
---

19. december 2017

# Indledning

# 1

I afsnittet analyse vil der blive beskrevet de overvejelser om mulige løsninger i projektet og hvilke der har valgt at gå videre og begrunde herom. Der er beskrevet og diskuteret valget af hardware- og software komponenter som er kritiske for systemet. Det udleveret diagram som kan ses på figur 1.1 er en simple BI måler som består af en instrumenteringsforstærker, en strømgenerator og udgang til elektroder. Kredsløbet skal tilføres et signal fra en funktiongenerator, som resulterer i en konstant genereret strøm over elektroderne. Da man nu har en kendte strøm og måler spændingsfaldet over elektroderne, kan man ved brug af ohms lov ( $\frac{U}{I} = R$ ) beregne og vise impedansen for et synk.



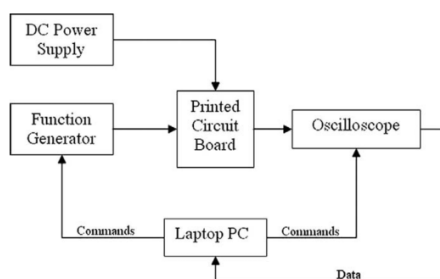
Figur 1.1: BI diagram[1]

# Det oprindelige kredsløb

# 2

## 2.1 Hardware

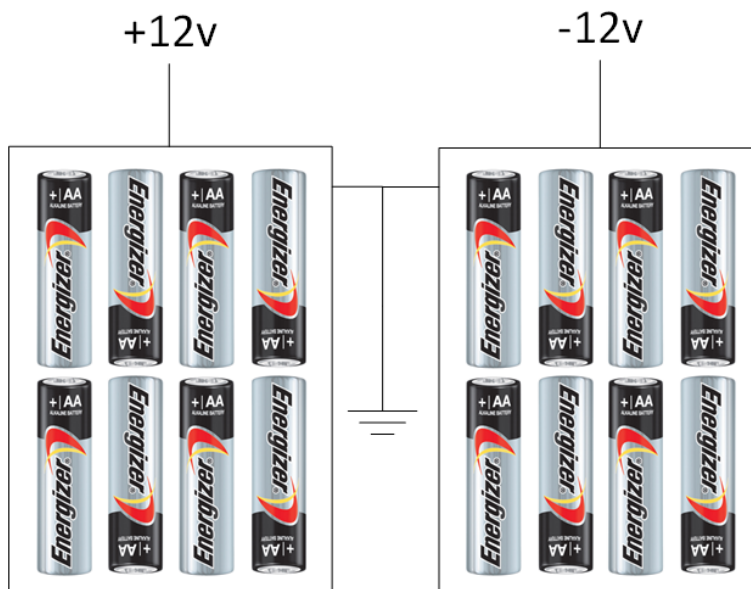
Det oprindelige kredsløb var bygget som vist på figur 2.1 i simuleringssværtøjet Multisim og efterfølgende på et fumblebræt.



Figur 2.1: Blokdiagram over det oprindelige kredsløb[1]

### 2.1.1 Strømforsyning

I artiklen [1] blev der brugt en  $\pm 12\text{V}$  strømforsyning tilsluttet til netforsyningen. Vi valgte at undgå netforsyningen, ved at sætte otte AA batterier i serie, både for  $+12\text{V}$  og  $-12\text{V}$ .

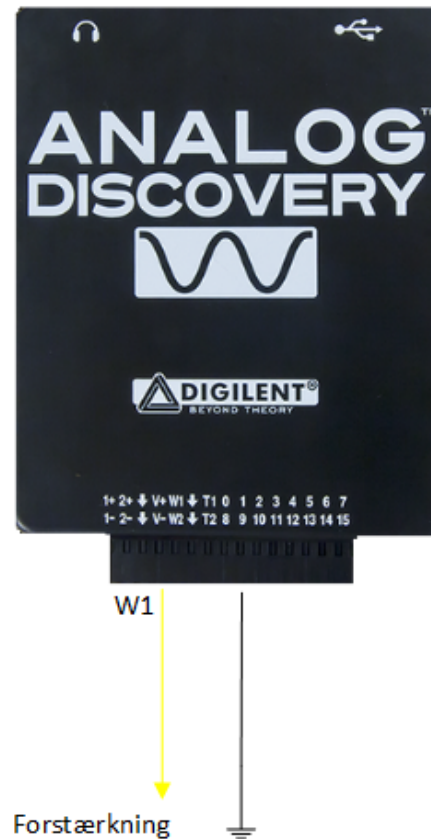


Figur 2.2:  $\pm 12\text{V}$  batteriforsyning

## 2.1. Hardware

### 2.1.2 Funktionsgenerator

Analog Discovery blev brugt som funktionsgenerator, 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[2]. Amplituden blev sat til 2V.

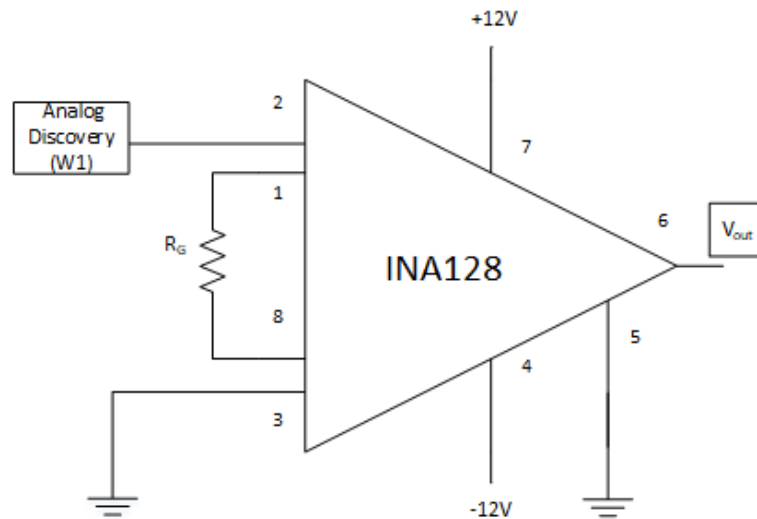


*Figur 2.3: Analog discovery som funktionsgenerator*

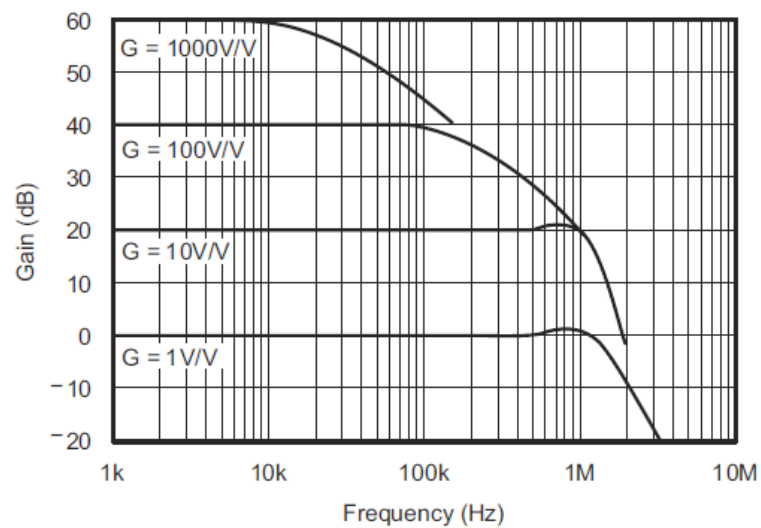
### 2.1.3 Forstærkning

Signalet fra Analog Discovery går ind til forstærkeren INA128. Den tilhørende gain modstand på 51kohm blev også brugt, da det giver en fordobling i forstærkning. På udgangen af INA128 er der nu 4V.

## 2.1. Hardware



Figur 2.4: Diagram over INA128

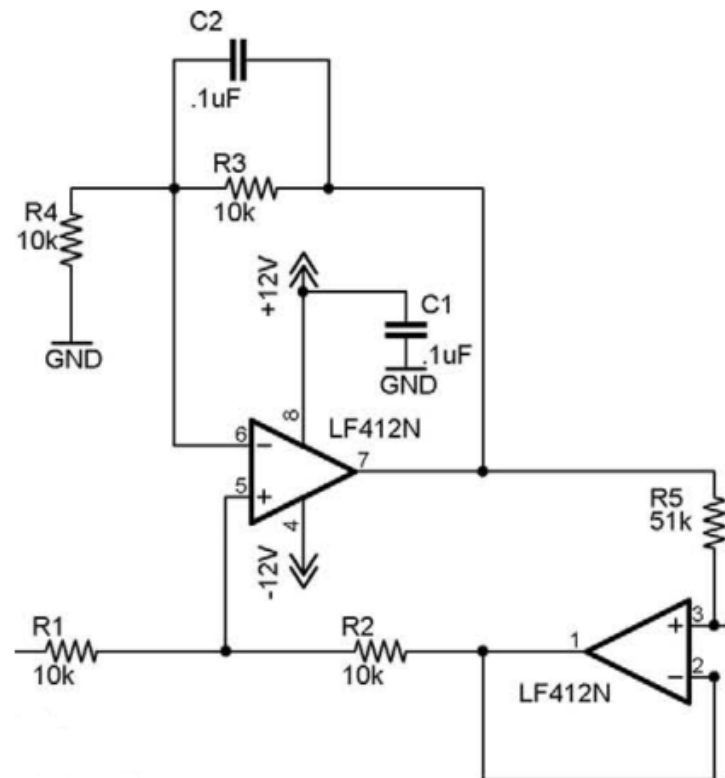


Figur 2.5: Oversigt over hvilke frekvenser INA128 kan arbejde indenfor ved bestemte gains

Ved en gain på 2 kan der aflæses i figur 2.5, at båndbredden er over 100kHz, hvilket er indenfor den ønskede frekvens på 50kHz.

## 2.1. Hardware

### 2.1.4 Strømgenerator



Figur 2.6: Diagram over VCCS. Den faste spænding på 4V til VCCS giver en fast strøm på 100uA

Spændningen kommer ind ved modstand R1 og strømmen ud på 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[1]:

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

### 2.1.5 Elektroder



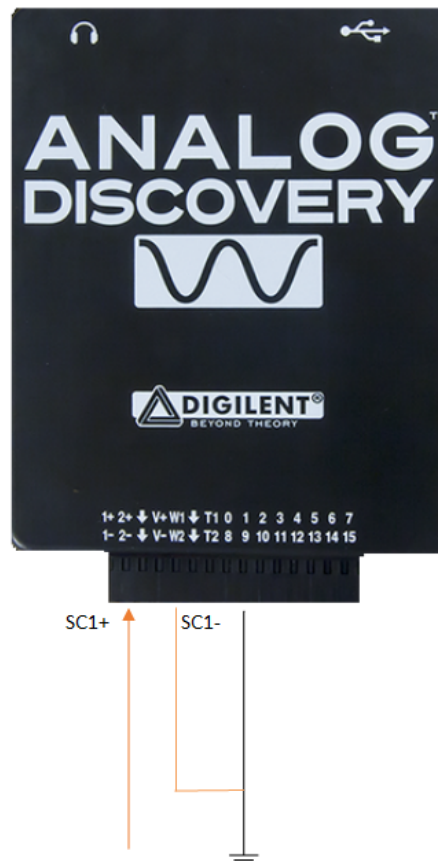
Figur 2.7: Ved målingerne er der blevet brugt EKG elektroder (venstre) og EMG elektroder (højre).

## 2.1. Hardware

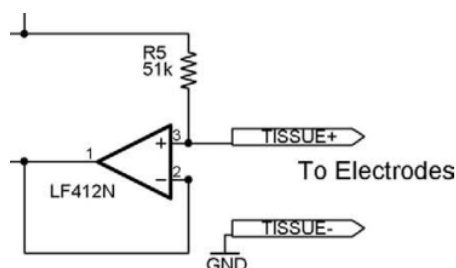
De forskellige elektroder kan ses i figur 2.7. EKG elektroderne er nemme at påsætte og indeholder meget gel som giver optimal kontakt, men fysisk fylder de meget. EMG elektroderne har mindre gel, men fylder næsten ingen ting.

### 2.1.6 A/D-konverter

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



Figur 2.8: Scope channel 1 positiv blev brugt til at måle spændingen over elektroderne



Figur 2.9: Der blev målt over elektroderne mellem ben 3 på LF412N og ground.

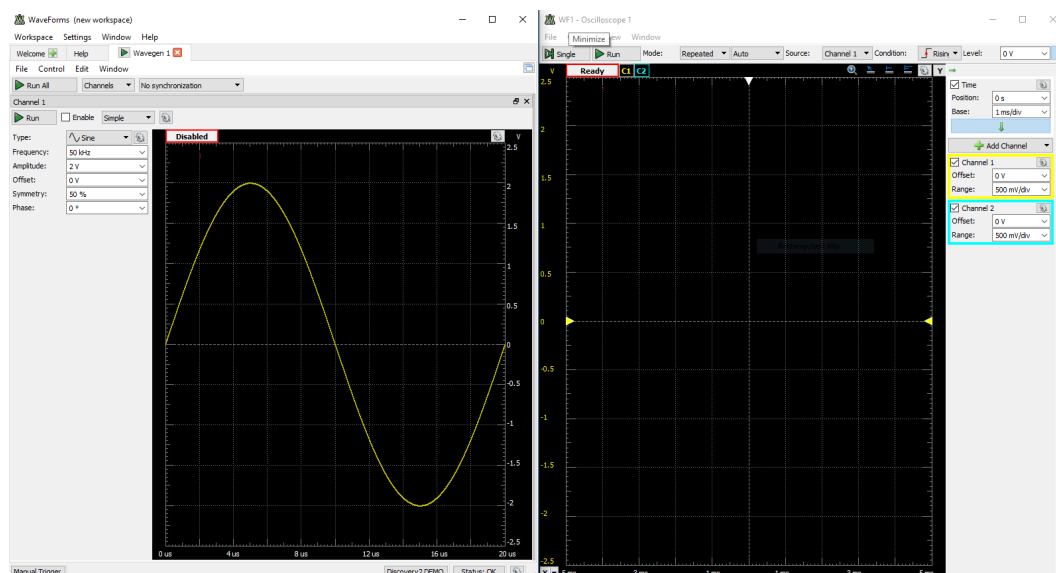


## 2.2. Software

## 2.2 Software

### 2.2.1 Waveforms

I programmet Waveforms kan frekvens og amplitude indstilles og resultatet kan ses i oscilloskopet.



Figur 2.10: Brugerinterfacet i Waveforms, hvor funktionsgeneratoren og A/D-konverter indstilles.

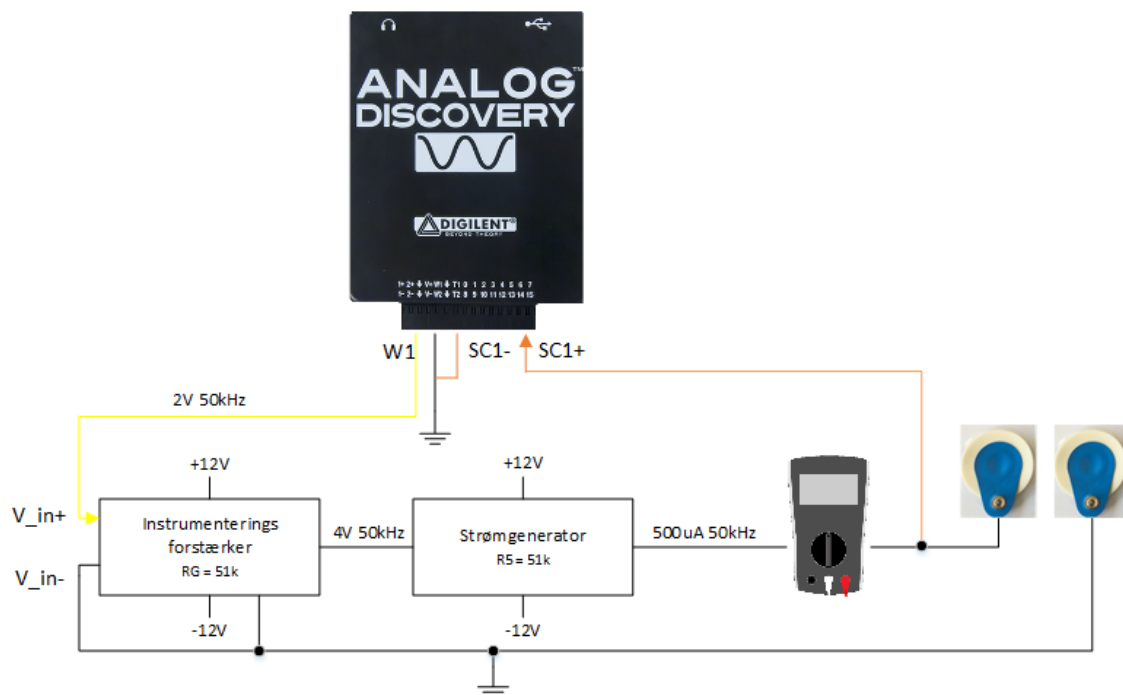
## 2.3 Testopstillinger

Kredsløbet blev bygget i simuleringsprogrammet multisim og på et fumlebræt. Begge med samme udgangspunkt som i figur 2.11. I de kommende testopstillinger vil der blive bekræftet systemts virkning op i mod dokumentationen fra den oprindelige artikel og andre metoder fra andre artikler.

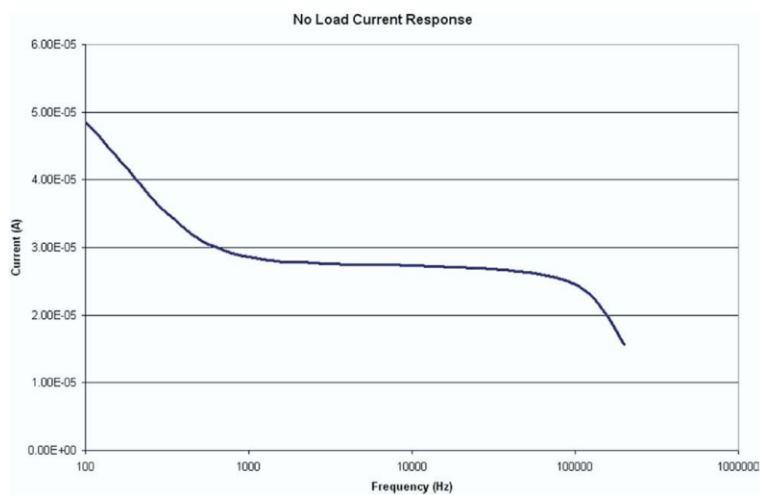
### 2.3.1 Testopstilling 1

I testopstilling 1 blev kredsløbet bygget efter figurer 2.11 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 2.12 og 2.13. Ved at sammenligne resultaterne var det muligt at se om kredsløbet opførte sig korrekt og om det kunne bruges i den videre udvikling af synkereflexmonitor.

## 2.3. Testopstillinger

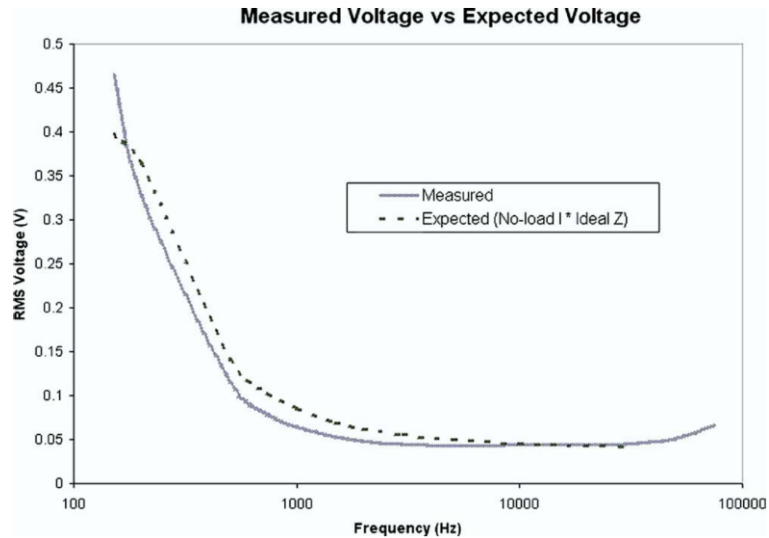


Figur 2.11: Diagram over testopstilling 1 på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign.



Figur 2.12: No-Load strøm respons af VCCS fra den oprindelige artikel[1].

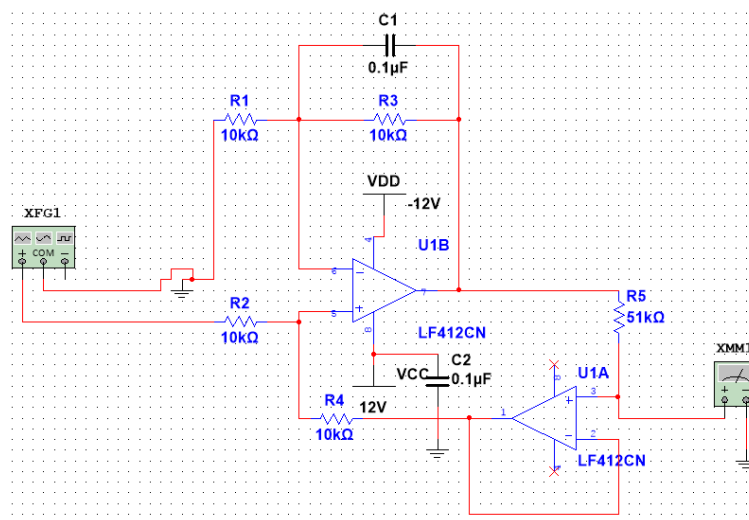
## 2.3. Testopstillinger



Figur 2.13: Målte spændinger over elektroderne med en vævsmodel påsat fra den oprindelige artikel[1].

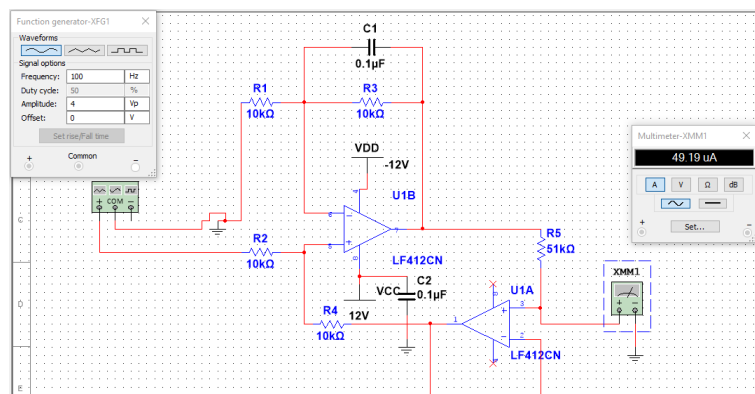
### 2.3.1.1 Simulering

Opstilling af simuleringen af testopstilling 1 kan ses i figur 2.15. Til at bekræfte No-load responset blev funktionsgeneratoren sat til 4V og 100Hz. På udgangen sad amperemeter for at kunne aflæse den konstante strøm.



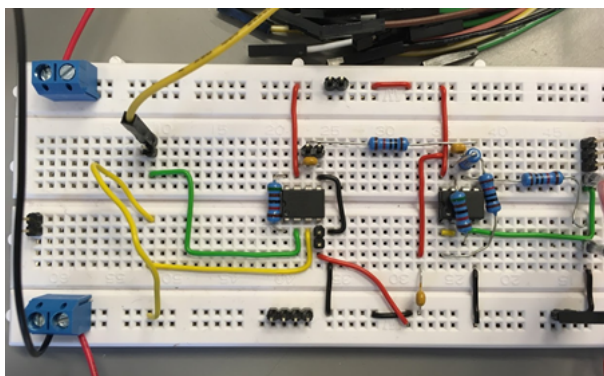
Figur 2.14: Diagram over testopstilling 1 i multisim på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign, dog uden instrumentationsforstærker.

## 2.4. Konklusion



Figur 2.15: Diagram over testopstilling 1 i multisim på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign, dog uden instrumentationsforstærker.

### 2.3.1.2 Fumlebræt



Figur 2.16: Billede af testopstilling 1 på et fumlebræt på baggrund af det oprindelige kredsløbsdesign.

## 2.4 Konklusion

# Det modificeret kredsløb 3

---

## 3.1 Hardware del 1 - Strømgenerator

### 3.1.1 Strømforsyning

### 3.1.2 Funktionsgenerator

### 3.1.3 Forstærkning

### 3.1.4 Strømgenerator

### 3.1.5 Elektroder

## 3.2 Hardware del 2 - Spændingsmåler

### 3.2.1 Strømforsyning

### 3.2.2 Elektroder

### 3.2.3 Forstærkning

### 3.2.4 Antialiaseringsfilter

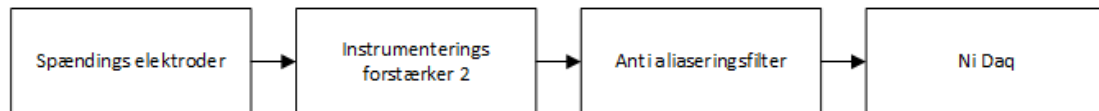
### 3.2.5 A/D konverter

## 3.3 Software

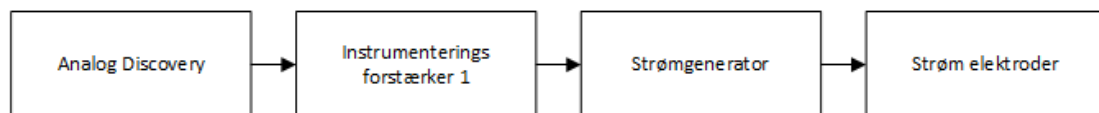
### 3.3.1 Matlab

## 3.4 Testopstillinger

## 3.5 Konklusion



Figur 4.1: Bioimpedans ind



Figur 4.2: Bioimpedans ud

## Instrumenterings forstærker 1

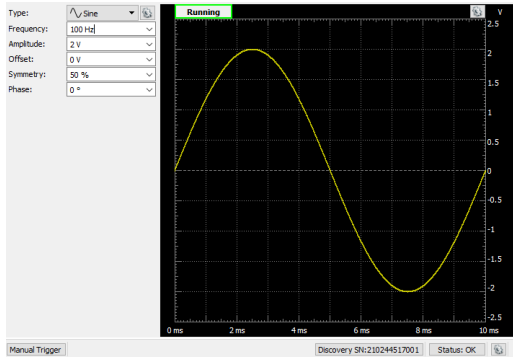
I det oprindelige design af BI konstateret vi at det var lavet lavet til at måle BI'er på skalpen og ikke over svælget. Derfor valgte vi at instrumenterings forstærkeren fik et større signal ind fra Analog Discovery på 2V og 50kHz. I det hele taget undrede vi over artiklens valg af brug af instrumenterings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

## Strømgenerator

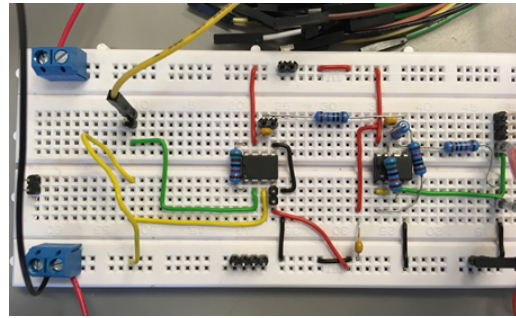
Det forstærket signal som kommer fra udgangen på instrumenterings forstærkeren løber over til strømgeneratoren. Denne strømgenerator er en Howland bridge. Sammensætningen af modstandene er vigtige og deres tolerance skal være lav for at få en korrekt og konstant strøm. For at justerer strømmen kan R5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

## Det oprindelige kredsløb

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



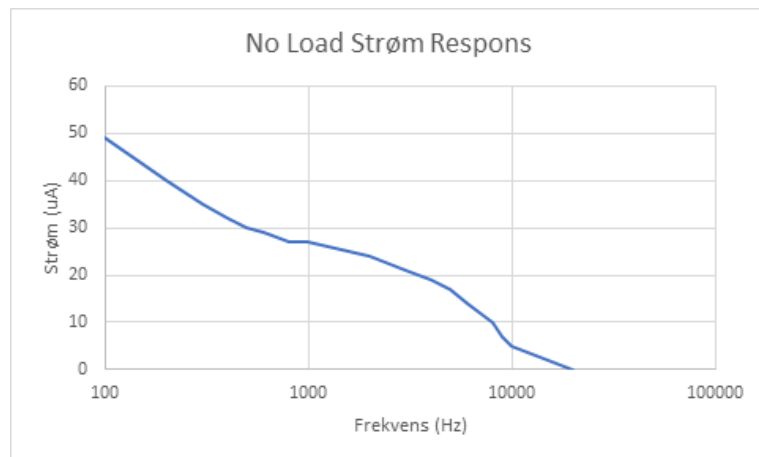
Figur 4.3: A figure



Figur 4.4: Another figure

| Hz    | uA |
|-------|----|
| 100   | 49 |
| 200   | 40 |
| 300   | 35 |
| 400   | 32 |
| 500   | 30 |
| 600   | 29 |
| 700   | 28 |
| 800   | 27 |
| 900   | 27 |
| 1000  | 27 |
| 2000  | 24 |
| 3000  | 21 |
| 4000  | 19 |
| 5000  | 17 |
| 6000  | 14 |
| 7000  | 12 |
| 8000  | 10 |
| 9000  | 7  |
| 10000 | 5  |
| 20000 | 0  |

Tabel 4.1: Student Database

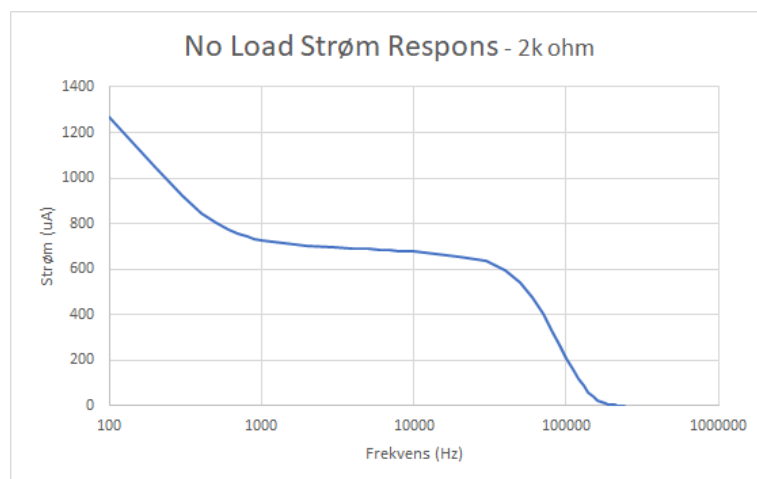


Figur 4.5: 2-D scatterplot of the Student Database

Det modificeret kredsløb

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

Tabel 4.2: Student Database



Figur 4.6: 2-D scatterplot of the Student Database

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



systemet

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

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

# Konklusion 5

---

# 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] 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.