



INSTITUTT FOR ELEKTRONISKE SYSTEMER

TMA 4111- MATTEMATIKK 3

---

# Digital Signalbehandling av EKG signaler

---

*Author:*

Eirik M. Silnes, Ole-Jakob Schubert, Linn E. Klingenberg og Wilhelm E. Herrem

Date: 28. november 2023

---

# Innhold

<b>Figurer</b>	<b>ii</b>
<b>1 Introduksjon</b>	<b>1</b>
<b>2 Elektrokardiogram fastvaredesign</b>	<b>1</b>
<b>3 Digital Filtrering av signalet</b>	<b>2</b>
<b>4 Å forstå EKGen</b>	<b>5</b>
4.1 Teori om ECG . . . . .	5
4.2 analyse av resultat . . . . .	6
<b>5 Konklusjon</b>	<b>7</b>
<b>Appendix</b>	<b>9</b>

---

## Figurer

1	Instrumentalforsterker skjematikk. . . . .	1
2	Opkoblingskjema for hele systemet. . . . .	2
3	Ufiltrert EKG signal. . . . .	3
4	Filtrert EKG signal, det oransje signalet er det filtrerte signalet. . . . .	4
5	I = D1, II=D2, III =D3. . . . .	5
6	aVR, aVL, aVF. . . . .	5
7	Her er ekte målinger gjort av D1, D2, D3, aVF, aVL ,aVR. . . . .	6
8	Det målte signalet med filtrering i Wave Forms. . . . .	6

## Acronyms

**AC** Alternating Current

**ADC** Analog til Digital Konvertering

**EKG** Elektrokardiogram

**HPF** Høypass Filter

**LPF** Lavpass Filter

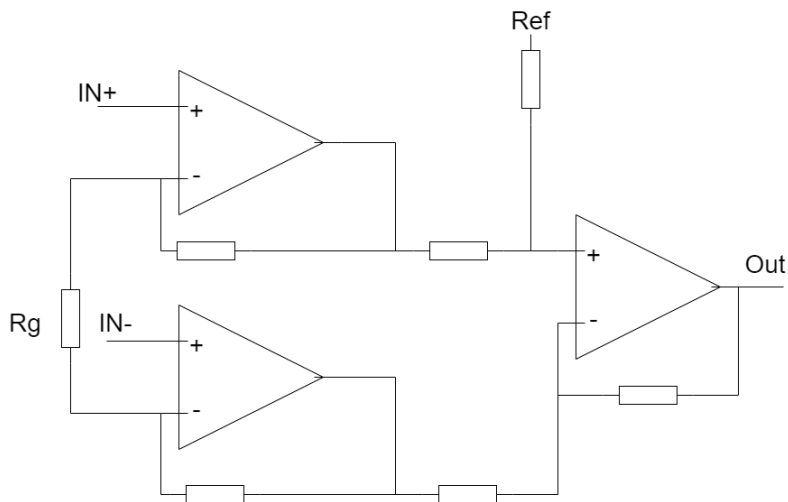
---

# 1 Introduksjon

En EKG er et veldig ømfintlig instrument som måler de få millivoltene som legger seg over hjerte når det slår. For å kunne måle disse med en nøyaktighet som tilfredstiller leger og sykepleiere må signalet forsterkes kraftig for å få tilstrekkelig med nøyaktighet. Denne forsterkningen er så kratig at det introduseres støy fra omgivelsene og fra selve forsterkeren. I denne oppgaven vil det bli designet en EKG måler uten filter i den hensikt å designe et digitalt filter som kan fjerne støyen fra signalet. Det skal videre undersøkes om denne filtereringen er god nok til å erstatte et analogt filter ettersom det er et kjent prinsipp i elektronikken at søppel inn  $\Rightarrow$  søppel ut og at det derfor ofte plasseres filter før ADC'en.

## 2 Elektrokardiogram fastvaredesign

Ettersom spenningen man måler over hjertet er 0.5-1.5mV [1] som er veldig lavt så er det vanskelig å måle de helt nøyaktig med en tilfeldig ADC. Derfor er det viktig å ha en forsterker som forsterker signalet før det går inn i ADCen. Problemet man støter på når man skal gjøre dette er at jordnivået (0V) i kroppen og jordnivået (0V) i kretsen er ikke synkronisert så man må måle forskjellen på målepunktene ved å se bort ifra common mode signalet. Dette kan gjøres ved å koble operasjonsforsterkere sammen til en instrumentalforsterker som vist i Figur 1. En instrumentalforsterker tar inn to signaler IN+ og IN-, måler forskjellen på dem og forsterker den med en gain som kan justeres ved å endre motstanden  $R_g$ . Ettersom disse er veldig presise instrumenter så kan det lønne seg å kjøpe en ferdig laget instrumentalforsterker ettersom det er vanskelig å oppnå samme mengde presisjon dersom man skulle lagd den selv. Valget falt derfor på INA129 fra Texas Instruments[2].



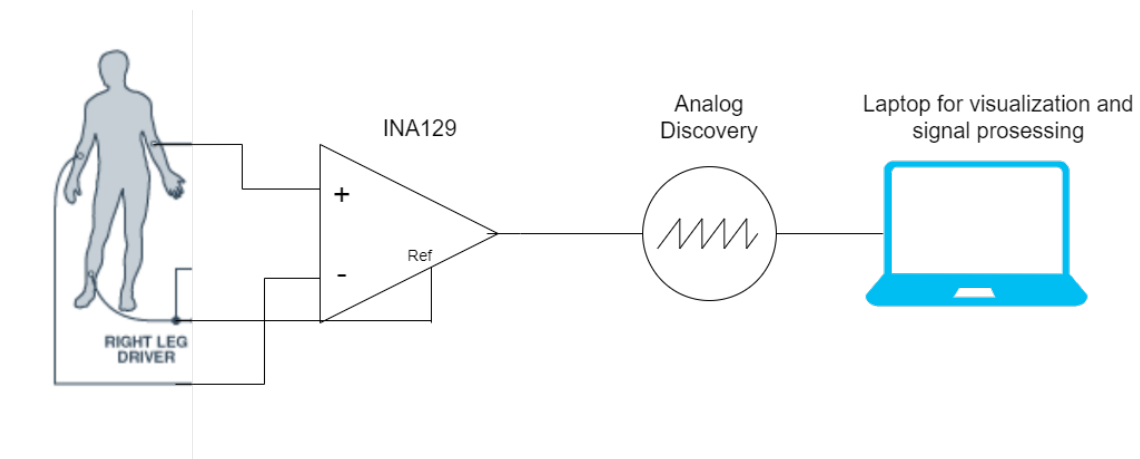
Figur 1: Instrumentalforsterker skjematikk.

Som man kan lese ut av datablade så har denne instrumentalforsterkeren en justerbar gain opp til 10 000. Denne kunne justeres ved å endre på motstandsverdien til  $R_g$  som vist i Figur 1, etter litt rask overslagsmatte kom vi frem til at en gain på 500 passet fint for å unngå klipping på signalet og få et godt signal inn til ADCen ettersom  $1.5mV \cdot 500 = 0.75V$ . motstanden  $R_g$  ble regnet utifra formelen gitt av databladet som vist i Ligning 1. Hvor  $G$  er hvor stor gain vi får ved å bruke motstand  $R_g$

$$G = 1 + \frac{49.4k\Omega}{R_g} \quad (1)$$

$$R_g = \frac{49.4k\Omega}{500 - 1} = 99\Omega \approx 100\Omega \quad (2)$$

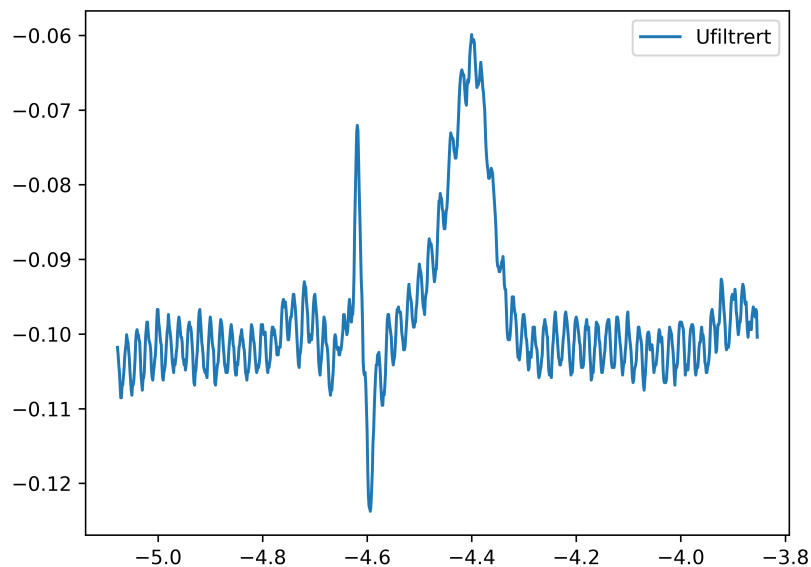
Som analog front end så benytter vi oss av et oscilloskop ettersom vi da kan supersample signalet så vi får en høyere oppløsning på signalet og slik at vi slipper å designe et anti-aliasingfilter. Vi valgte å bruke et oscilloskop av typen Analog Discovery ettersom det er et billig og godt nok oscilloskop som kan brukes til dette formålet. Oppkoblingskjematikk kan ses i Figur 2.



Figur 2: Oppkoblingskjema for hele systemet.

### 3 Digital Filtrering av signalet

Når man ser på det ufiltrerte signalet i Figur 3 så ligger det et periodisk sinussignal oppå målingen vår. Dette signalet ble målt til å ha frekvens på 50Hz, og etterom målingen var gjort i et rom på universitetet så er det en grei antagelse at dette signalet er fra strømnettet i bygget siden det norske strømnettet er AC strøm på 50Hz.



Figur 3: Ufiltrert EKG signal.

For å filtrere dette signalet i etterkant så går det an å benytte seg av et digitalt filter. Dette filteret brukes til å prosessere data i etterkant av målingen og er designet ved å hente transferfunksjonen til et Lavpass Filter og Høypass Filter og koble disse i 'parallell' for å få et Båndstop filter. Selve filtreringen er gjort i matlab ettersom å bruke transferfunksjoner er mye lettere der, men dataen i seg selv er plottet i python. Transferfunksjonene som ble benyttet for høypass og lavpass filteret er som følger:

$$H_{LPF}(s) = \frac{1}{\frac{1}{80089}s^2 + \frac{2}{283}s + 1} \quad (3)$$

$$H_{HPF}(s) = \frac{\frac{1}{119025}s^2}{\frac{1}{119025}s^2 + \frac{2}{345}s + 1} \quad (4)$$

Disse to transferfunksjonene ble så satt sammen i parallell for å få et Båndstop filter. Dette ble gjort ved å addere sammen transferfunksjonene til lavpass og høypass filteret. Dette er gjort i matlab og koden er som følger:

```
H_LP = tf([1],[1/80089 2/283 1]);
H_HP = tf([1/119025 0 0],[1/119025 2/345 1]);
```

```
bandstop = H_HP+H_LP;
```

```
Ts = 0.00125; % Sampling time
H_LP_discrete = c2d(bandstop, Ts, 'zoh');
disp(class(EKG3Short.Channel1V))
filtered_data = filter(H_LP_discrete.num{1}, H_LP_discrete.den{1}, EKG3Short.Channel1V);
disp(filtered_data)
```

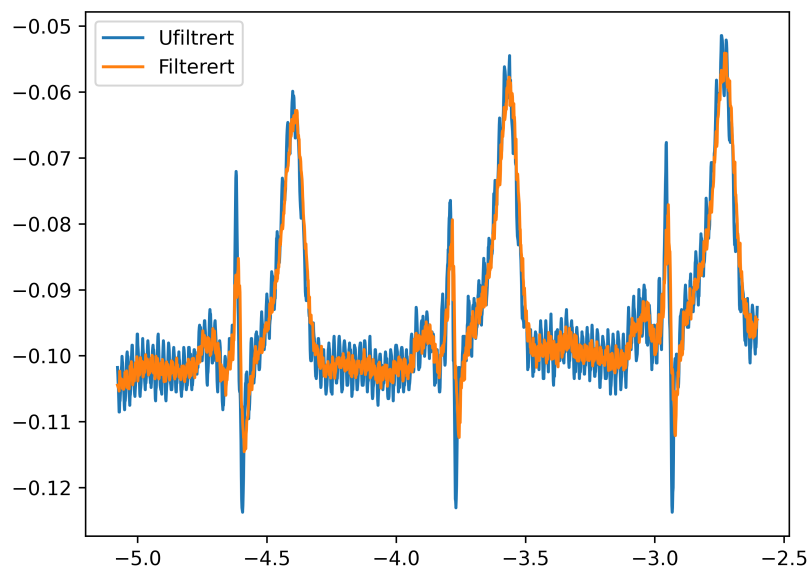
---

```
csvwrite("CSV_data\01e\EKG_filterd.csv", filtered_data);

figure;
subplot(2,1,1);
plot(EKG3Short.Channel1V);
title('Original Data');

subplot(2,1,2);
plot(filtered_data);
title('Filtered Data');
```

Dette resulterte i et filtrert signal som vist i figur 4 hvor det oransje signalet er signalet etter filtreringen og det blå er det originale signalet. Koden brukt til å plote dette er vist i seksjon 5.



Figur 4: Filtrert EKG signal, det oransje signalet er det filtrerte signalet.

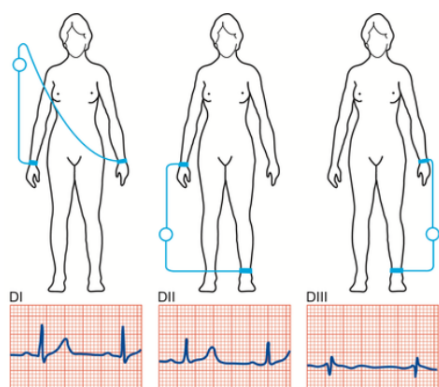
---

## 4 Å forstå EKGen

### 4.1 Teori om ECG

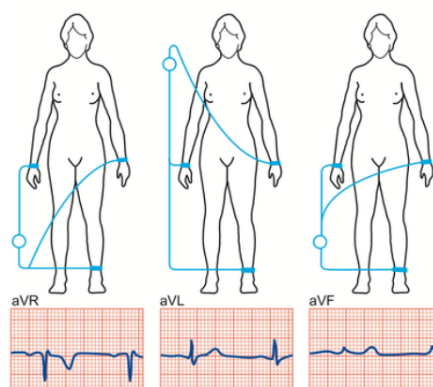
En gullstandard EKG skal ha 12 avledninger. Her ser vi nærmere på 6 av dem. De avledningene som ikke blir forklart her, er de som skal plasseres på pasientens brystkasse når EKG-en tas. Avledningene som brukes under dette forsøket, er høyre og venstre arm, med et jordingspunkt på foten. Dette kan også kalles høyre arm (RA) og venstre arm (LA).

I figur 5 kan man se hvordan D1, D2 og D3 henger sammen med det man forventer å se på EKG-en. Hvor D1 måler forskjellen mellom høyre arm (RA) og venstre arm (LA), D2 måler forskjellen mellom høyre arm (RA) og venstre ben (LL), og D3 måler mellom venstre arm (LA) og venstre ben (LL). Dette bildet er hentet fra [3].



Figur 5: I = D1, II=D2, III =D3.

[3]



Figur 6: aVR, aVL, aVF.

[3]

I figuren 6 kan man se hvordan oppkoblingen til aVR, aVF, aVL ser ut, og hvordan dette korresponderer med de forskjellige grafene. Bokstaven 'a' i disse forkortelsene står for 'augmented', som kommer av at her brukes to avledninger for å produsere et nytt augmentert referansepunkt. Dette innebærer at for aVR er den positive noden på høyre arm (RA), mens den negative noden er et resultat av det augmenterte punktet som er et resultat av kombinasjonen av venstre ben (LL) og venstre arm (LA). Fordelen med denne metoden er at man kan observere hjertet fra flere vinkler uten å måtte flytte på elektrodene [4].

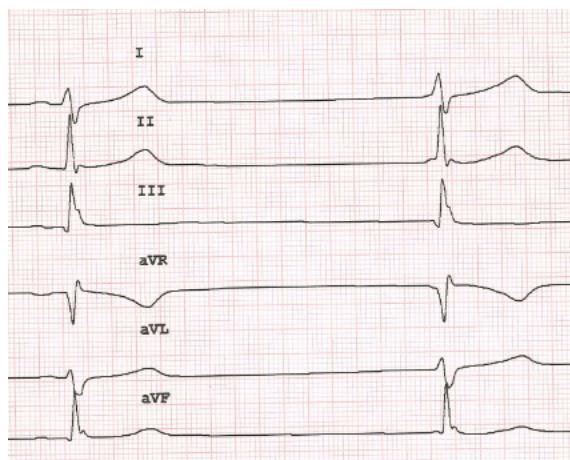
Ved bruk av disse avledningene kan man skape Einthovens trekant[5]. I dette prosjektet er det alt som har blitt realisert, men gullstandarden er en 12-lednings EKG. [4] For å lage en Einthovens trekant er det ikke nødvendig å feste ledningene på håndleddene og ankene; nærmeste punkt til lemmer kan også benyttes [6]



---

## 4.2 analyse av resultat

I figur 7 kan man se 6 målinger av en ekte EKG. Disse inkluderer avledningene D1, D2, D3, aVF, aVL og aVR.



Figur 7: Her er ekte målinger gjort av D1, D2, D3, aVF, aVL, aVR.

I figur 8 presenteres resultatene. Det grønne signalet er identisk med det lilla signalet, bortsett fra at det er blitt speilet rundt x-aksen. I den lyseblå grafen observeres det mye støy mot slutten, noe som skyldes at personen som ble målt beveget på seg.



Figur 8: Det målte signalet med filtrering i Wave Forms.

I figur 8 på grafen med grøn farge kan man gjenkjenne karektestiken til en -D1 eller aVR måling. Her ser man en initial liten negativ defleksjon (dip), etterfulgt av en liten positiv defleksjon (spike), og så en betydelig negativ defleksjon som representerer en kraftig nedgang. Dette kan indikere en repolariseringsprosess i hjertets høyre overkammer. Til slutt vil man se en liten positiv defleksjon (Spike) etterfulgt av en større negativ defleksjon (dip).

Filtreringen her er gjort digitalt i etterkant av målingen. Måler man dårlig data kan man aldri få god data ut uansett hvor god prosessring av data man gjør i etterkant.

---

Denne dataen kom med støy. Dette kan man fjerne før man samler dataen. Gjør man prosesseringen i denne rekkefølgen, får man bedre resultat ut, med mindre støy, og mindre påvirkning QRS-komplekset.

## 5 Konklusjon

Vårt sensitive EKG-apparat opplevde støy under målingene, som ble utført ved hjelp av aVR, eller speilet D1-avledninger. Ved å anvende et digitalt filter i etterkant ble både P-bølgen og T-bølgen mer fremtredende. Dette kom på bekostning av amplituden og klarheten i QRS-komplekset. Bruk av digitale filtre forbedret lesbarheten av PQRST-komplekset betydelig. Det er imidlertid forventet at man ville oppnå bedre resultater ved å følge prinsippet søppel inn  $\Rightarrow$  søppel ut, og derfor implementere et filter før ADC'en.

---

## Referanser

- [1] S. K. B. A. K. U. E. S. G. S. E. S. G. M. B. Gulmezoglu, «A survey on ECG analysis», *ELSEVIER*, nr. doi=10.1016, 2018.
- [2] T. Instruments, *INA129 Datasheet*. adresse: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina129.pdf>.
- [3] H. Arnesen. «EKG». (), adresse: <https://sml.snl.no/EKG> (sjekket 28. nov. 2023).
- [4] «The ECG leads: Electrodes, limb leads chest(precordial) leads and the 12-lead ECG». (), adresse: <https://ecgwaves.com/topic/ekg-ecg-leads-electrodes-systems-limb-chest-precordial/> (sjekket 28. nov. 2023).
- [5] «Einthoven's triangle». (), adresse: [https://en.wikipedia.org/wiki/Einthoven's\\_triangle](https://en.wikipedia.org/wiki/Einthoven's_triangle) (sjekket 28. nov. 2023).
- [6] L. Deichman. «How to Place and Acquire a 12-Lead Diagnostic EKG». (), adresse: <https://go.bestpracticemedicine.com/blog/how-to-place-and-acquire-a-12-lead-diagnostic-ekg> (sjekket 28. nov. 2023).

---

## Appendix

```
#main file for plotting data

import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

Timebase = []
Filter_Data = []
Unfiltered_Data = []

with open('CSV_data/Ole/EKG_filterd.csv') as f:
    Filter_Data = f.readlines()
    Filter_Data.pop(0)
    Filter_Data = [float(i) for i in Filter_Data]

with open('CSV_data/Ole/EKG3Short.csv') as f:
    EKG_Data = f.readlines()
    #throw away first line
    EKG_Data.pop(0)
    #Only use the first columns and convert to float
    for line in EKG_Data:
        line = line.split(',')
        line = [float(i) for i in line]
        Timebase.append(line[0])
        Unfiltered_Data.append(line[1])

#Plot filtered and unfilterd data
ax, fig = plt.subplots()
plt.plot(Timebase[20:2000], Unfiltered_Data[20:2000], label='Unfiltered')
plt.plot(Timebase[20:2000], Filter_Data[20:2000], label='Filtered')
plt.legend()
#plt.show()
plt.savefig('Rapport_2/Images/Filterd_vs_Unfilterd.png', dpi=600)

print(len(Timebase))
print(len(Unfiltered_Data))
print(len(Filter_Data))
```