

Hardwaredesign

3. semesterprojekt

Version 2.1

Ingeniørhøjskolen Aarhus



Vejleder: Peter Johansen

Afleveret: 17/12-2014

Studienummer	Navn	Studieretning
201371026	Camilla Lund Pedersen _____	ST
201371015	Charlotte Søgaard Kristensen	ST
201370750	Kasper Kronborg Larsen _____	ST
201370826	Kathrine Duus Kinnerup _____	ST
201205775	Mads Morgen Kusk _____	ST
201371061	Thuvaharan Karunakaran	ST

Indholdsfortegnelse

VERSIONSHISTORIK	3
ORDLISTE	4
1.0 INDLEDNING	5
2.0 DOMÆNEMODEL OVER HARDWAREBLOKKE	5
3.0 ALLOKERING	6
4.0 BLOKDIAGRAMMER	7
4.1 BDD	7
4.2 IBD	8
5.0 PROTOKOL OG GRÆNSEFLADER	9
5.1 KATETER	9
5.2 TRANSDUCER	9
5.3 FORSTÆRKER	10
5.4 LAVPASFILTER	10
5.5 A/D CONVERTER	11
5.6 SOFTWARE	11
6.0 VALG AF FORSTÆRKER	12
6.1 BEREGNING AF GAIN	14
7.0 DESIGN AF ANALOGT LAVPASFILTER	15
8.0 REFERENCELISTE	22

Versionshistorik

Version	Dato	Beskrivelse af ændringer	Initialer
1.1	24/10-14	Dokument oprettet, og beregning af gain og modstand skrevet.	KDK
1.2	28/10-14	Diagrammer tilføjet. Protokol og beskrivelser tilføjet.	MMK, KDK
1.3	28/10-14	Dokument ændret, og dele ført over i implementeringsdokument. Design af lavpasfilter ændret	MMK, KDK
1.4	29/10-14	IBD, BDD rettet til. Afsnit "Valg af forstærker" opdateret	KDK
1.5	29/10-14	Design af lavpasfilter rettet og skrevet til.	KKL, MMK
1.6	04/11-14	Diagrammer tilpasset efter vejledermøde og møde med Kim.	KDK
1.7	6/11-14	Rettelser fra review.	KDK, KKL, MMK
1.8	10/11-14	Valg af forstærker færdiggjort	KKL, KDK
1.9	24/11-14	Lavpasfilter afsnit rettet til	KKL, KDK, MMK
1.10	25/11-14	Ændring af knækfrekvens og teksten til lavpasfiltret.	KKL, KDK, MMK
2.0	13/12-14	Indsættelse af figurtekster, forside, ordliste	KDK
2.1	15/12-14	Rettelser	MMK

Tabel 1 Versionshistorik

Ordliste

A/D converter	Instrument der konverterer fra analog til digital signal.
Aliasering	Negativ spejling af spektret der opstår, når man sampler et signal.
BDD	Blok definitions diagram – bruges til systembeskrivelse i forbindelse med SysML.
IBD	Internt Blok Diagram – bruges til systembeskrivelse i forbindelse med SysML.
LSB	Least significant bit.
Støj	Uønskede frekvenser.
Common mode støj	Støj der indstråler på to tætsiddende og lige lange ledninger, og som begge refererer til stel
CMRR	Common mode rejection ratio
Nyquist-frekvens	Nyquist-frekvensen er den halve samplingsfrekvens - $\frac{f_s}{2}$
Transducer	Komponent til omdannelse af én energiform til en anden – i vores tilfælde, fra tryk til spænding.
Sensitivitet	Sensitivitet beskriver en transducers statiske overføringsfunktion. Det vil sige, sensitivitet er hvor meget output ændrer sig, når vi ændrer input.
Støjgulv	Det niveau af støj der måles, når ingen anden støj er til stede alene som følge af konverteringen fra analog til digital
RC-kredsløb	Simpelt analog kredsløb bestående af en modstand og kondensator.
Gain	Forstærkning
Cut-off frekvens	Knækfrekvens. Den frekvens der bestemmer hvornår signalet skal dæmpes.
Peak	Kraftigt udslag i amplitude på karakteristikker.

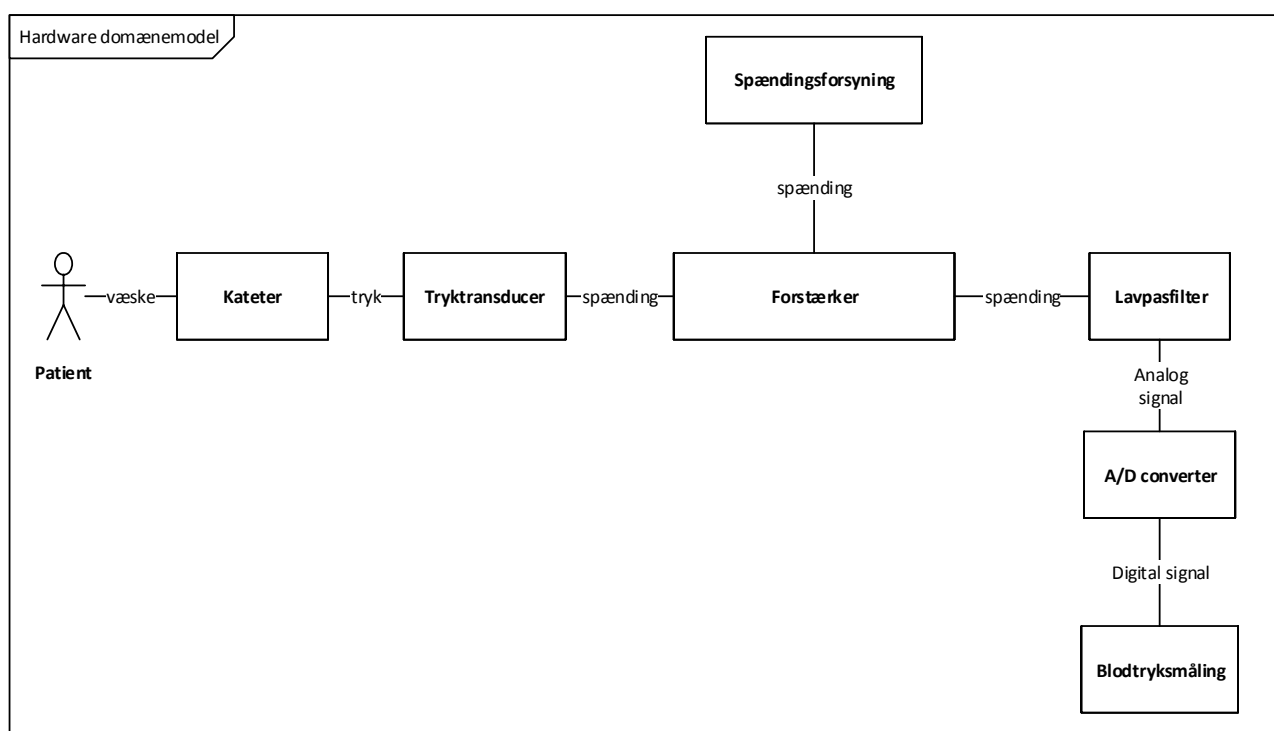
Tabel 2 Ordliste

1.0 Indledning

I dette dokument beskrives specifikationer og design af hardwarekomponenter i Bloodpressure 3000. Dette gøres ved hjælp af SysML diagrammer. Derudover udregnes komponenter til et lavpasfilter og til forstærkningen af signalet.

2.0 Domænemodel over hardwareblokke

Overordnet kan systemet opstilles som vist på figur 1.

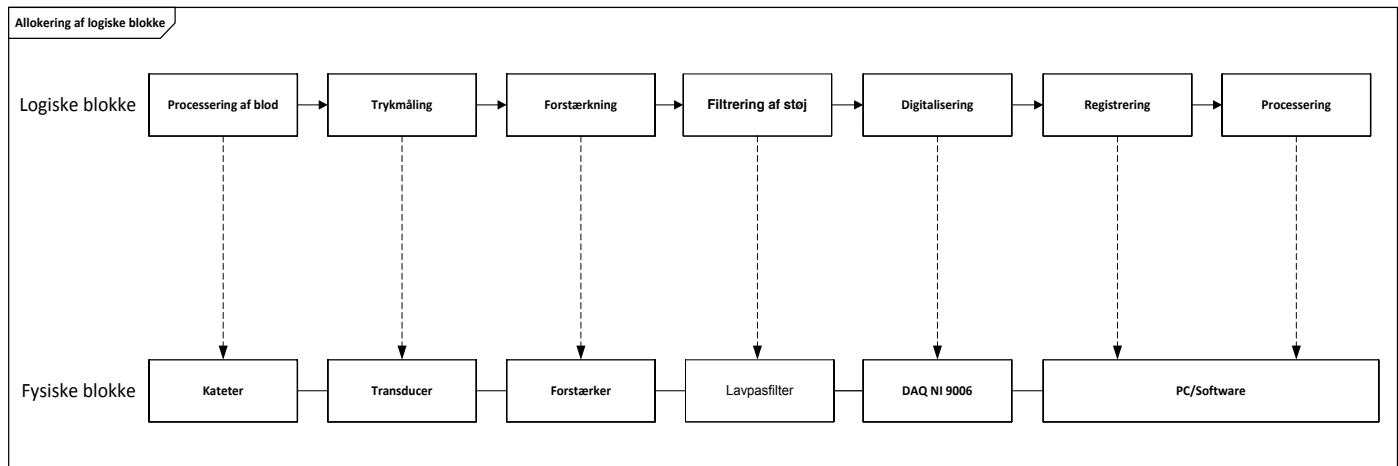


Figur 1 Hardwarebeskrivelse

Formålet med systemet er at få målt et givent blodtryk, hvilket bliver opstillet ved hjælp af et væskefyldt kateter, som forbinder tryktransducere med patienten. Tryktransducere omsætter signalet fra tryk til spænding. Denne spænding er meget lav, og der udvikles hertil en instrumentationsforstærker, så denne spænding forstærkes til en størrelse der passer til A/D converterens arbejdsområde. Lavpasfiltrets funktion er at filtrere signalet, så støj ikke forstyrrer det lavfrekvente signal der skal analyseres. Den førnævnte A/D converter konverterer signalet fra analog til digital. Softwaren modtager det digitale signal, og bearbejder blodtryksmålingen.

3.0 Allokering

I nedenstående diagram gives et overblik over systemets logiske og fysiske blokke, og deres forbindelser.



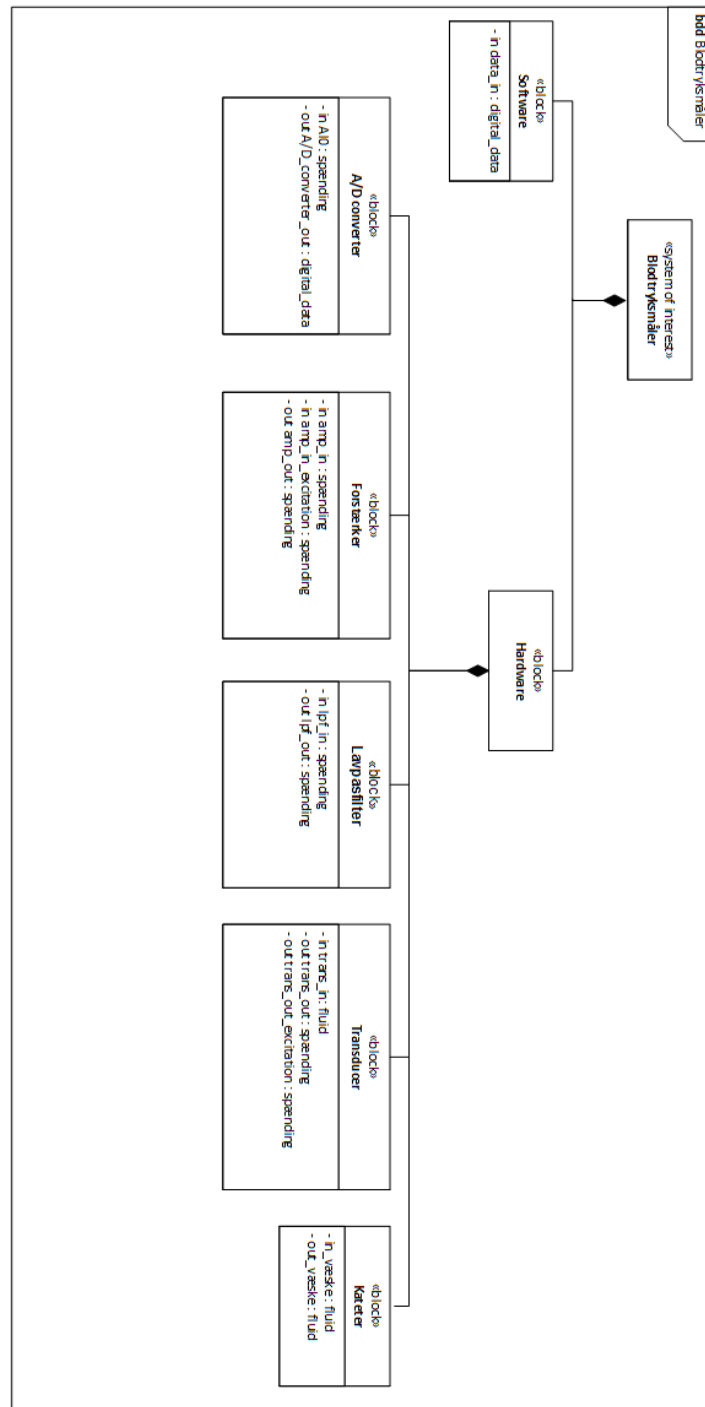
Figur 2 Allokering

Ved allokering af logiske blokke, er der først set på, hvad systemet skal kunne, hvorefter man i de fysiske blokke har fundet den fysiske komponent, som har tilsvarende funktionalitet.

4.0 Blokdiagrammer

4.1 BDD

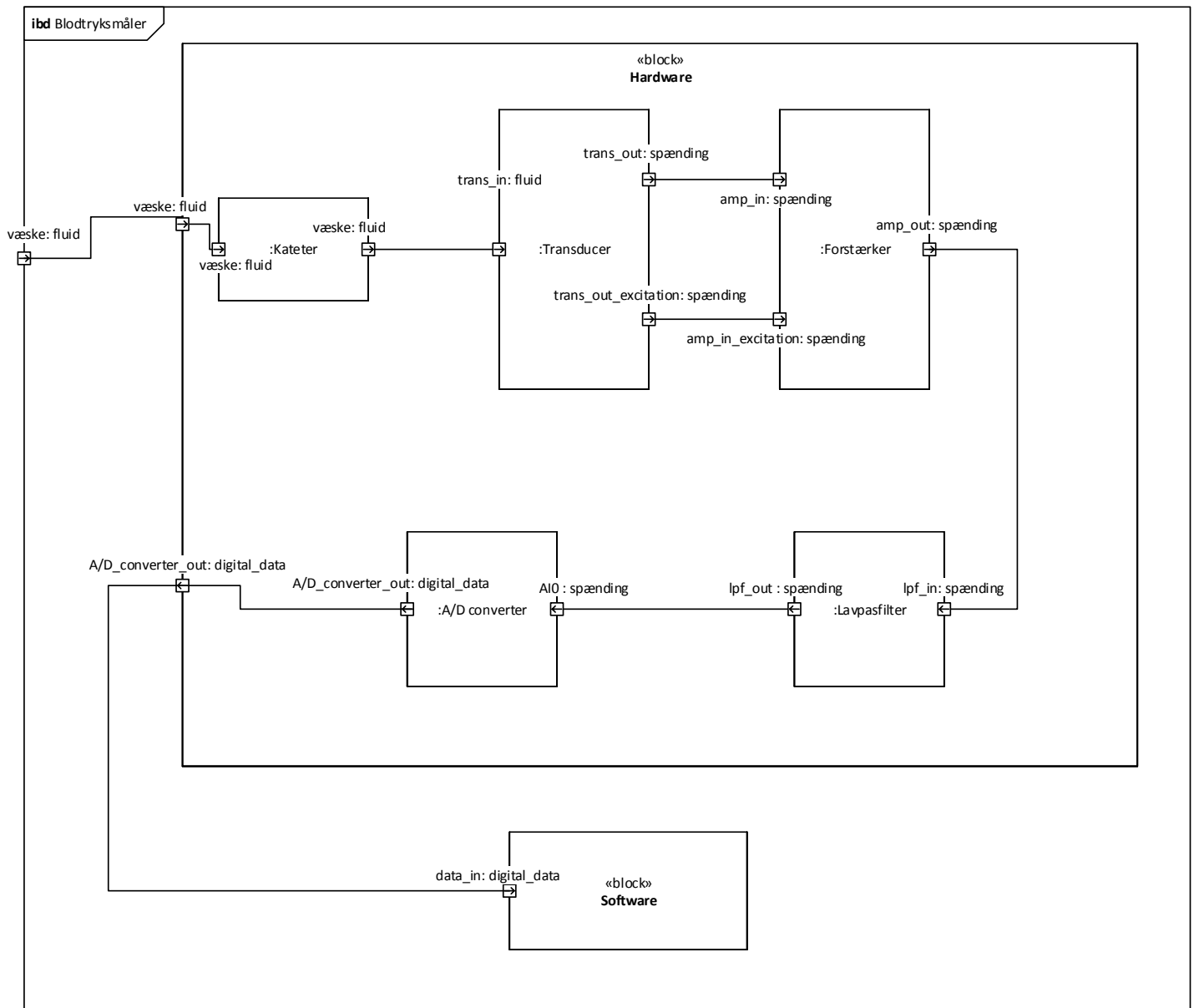
Et blok definitions-diagram definerer systemets blokke og deres forbindelser imellem.



Figur 3 BDD

4.2 IBD

Et internt blok diagram viser interne forbindelser i systemet og flow mellem blokke.



Figur 4 IBD

5.0 Protokol og grænseflader

Afsnittet indeholder beskrivelse af hardwarekomponenter i systemet.

5.1 Kateter

Indgang	Fluid
Udgang	Fluid
Datatype	mmHg
Funktionsbeskrivelse	Transporterer væske
Grænseflader	Patient og transducer

Tabel 3 Kateterprotokol

5.2 Transducer

Indgang	Tryk
Udgang	mV
Trykinterval	-50 til 300 mmHg
Sensitivitet	5.0 μ V/V/mmHg
Datatype	mV
Funktionsbeskrivelse	Omsætter fra tryk til spænding
Grænseflader	Kateter og forstærker

Tabel 4 Transducerprotokol

5.3 Forstærker

Indgang	Spænding
Udgang	Spænding
Forstærkning	740 ift. transducer
Spændingsforsyning	9V
Datatype	V
Funktionsbeskrivelse	Forstærker signalet fra transduceren
Grænseflader	Transducer og lavpasfilter

Tabel 5 Forstærkerprotokol

5.4 Lavpasfilter

Indgang	Spænding
Udgang	Spænding
Orden	1. ordensfilter
Datatype	V
Funktionsbeskrivelse	Filtrerer det forstærkede signal fra transduceren
Grænseflader	Forstærker og A/D converter

Tabel 6 Lavpasfilterprotokol

5.5 A/D converter

Indgang	±10V
Udgang	Digitalt signal
Spændingsforsyning	5V USB 2.0
Datatype	V
Funktionsbeskrivelse	Omsætter analog signal fra transduceren til digital signal
Grænseflader	Lavpasfilter og software

Tabel 7 A/D converter protokol

5.6 Software

Indgang	Digitalt signal
Udgang	Afbildning af signal
Spændingsforsyning	220V
Funktionsbeskrivelse	Modtager digitalt signal fra A/D converteren
Grænseflader	A/D converter

Tabel 8 Softwareprotokol

6.0 Valg af forstærker

Når der vælges en type forstærker, er der forskellige faktorer der er vigtige at kigge på.

For forstærkeren ønskes der:

- En høj indgangsimpedans
- At der kan justeres gain på blot én modstand
- At det differentielle input bliver til et single ended output.

Generelt skal forstærkeren bruge en høj indgangsimpedans for at kunne fungere, og for at kunne måle meget små spændinger. Denne høje indgangsimpedans sikrer, at måleobjektet bliver belastet mindst muligt, samt sikrer at der er støj nok til at opretholde spændingen, så udgangssignalet er målbart.

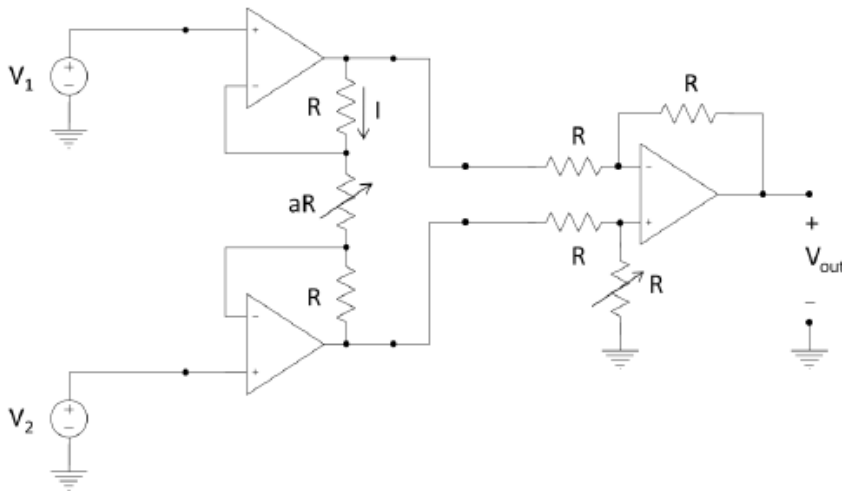
Ved kun at have én modstand til at ændre gain på, bliver det nemmere at justere gain, da det kun er en modstand og ikke hele forstærkeren, der skal ændres på, samt man mindsker en masse fejl, der kunne opstå.

Ved single ended output menes der, at udgangssignalet refereres til stel. Et single ended input er ikke hensigtsmæssigt i denne sammenhæng, pga. de små spændinger der arbejdes med. Patientens målte data vil i dette tilfælde ikke være målbare, da signalet og støjen vil afledes til stel og dermed have et nul volts potentiale. Da tryktransduceren har et differential output, kræves det af forstærkeren, at den har et differential input. Den valgte A/D converter har et single ended input, hvilket medfører, at forstærkeren skal have et single ended output.

For at kunne opfylde ønsket om differential input og single ended output gøres der brug af en differensforstærker. Dens output beregnes ved at finde differensen mellem de to input, hvilket gør, at common mode støj fra input vil blive reduceret. Den støj, der indstråler begge ledninger, når de ligger i nærheden af hinanden og er lige lange, kaldes common mode støj.

Hvor god forstærkeren er til at undertrykke common mode støj, betegnes ved common mode rejection ratio (CMRR). Denne beskrives ved forholdet mellem differensforstærkningen og common mode forstærkningen i enheden decibel, [dB]. Typisk for elektrofysiologiske målinger ønskes en CMRR > 80 dB, for at få common mode støjen reduceret så meget, at det ikke forstyrrer signalet. Dette skal derfor også tages hensyn til når der vælges forstærkertype.

For at alle disse krav er opfyldt vælges kan der en opstilling med 3 forstærkere, som vist på nedenstående billede.



Figur 5 Eksempel på forstærkeropstilling (8)

I det første led forstærkes signalet ved justering på kun én modstand aR , mens differensforstærkeren i andet led sørger for reducere af common mode støj. Ved hjælp af ovenstående refleksioner kan der nu vælges en type forstærker.

6.1 Beregning af gain

Forstærkeren skal have et bestemt gain ud fra hvilke spændinger tryktransduceren udsender, og hvilken spænding A/D converteren modtager. Dette gain skal kendes, når forstærkeren skal designes.

Fra tryktransducerdatabladet aflæses følgende:

Ved 6V DC og 25 grader er sensitiviteten $5,0 \frac{\mu V/V}{mmHg} \pm 1\%$

Der anvendes et 9 volts batteri, og får dermed følgende sensitivitet, s:

$$s = 9V \cdot 5 \frac{\mu V/V}{mmHg} = 45 \frac{\mu V}{mmHg}$$

Dvs. en ændring i det statiske tryk på 1 mmHg medfører en ændring på 45 μV .

Da der ønskes at kunne måle et blodtryk/trykspænding op til 300mmHg, så kan man finde V_{out_Max} , som er den maksimale trykspænding transduceren kan levere. Tryktransduceren opererer med en trykspænding op til 300mmHg, og A/D converteren opererer med et spændingsområde på $\pm 10V$. De to forrige værdier er aflæst på datablad for A/D converter (7) og tryktransducer (3).

Vi kan altså finde V_{out_Max} :

$$V_{out_Max} = 45 \frac{\mu V}{mmHg} \cdot 300mmHg = 13.500\mu V = 13,5mV$$

Det betyder altså, at ved 300 mmHg udsender tryktransduceren en trykspænding på 13,5mV. Dette omskaleres, så det passer med A/D converterens operationsområde, V_{ADC_Max} . Derved fås det gain, G, som forstærkeren skal yde.

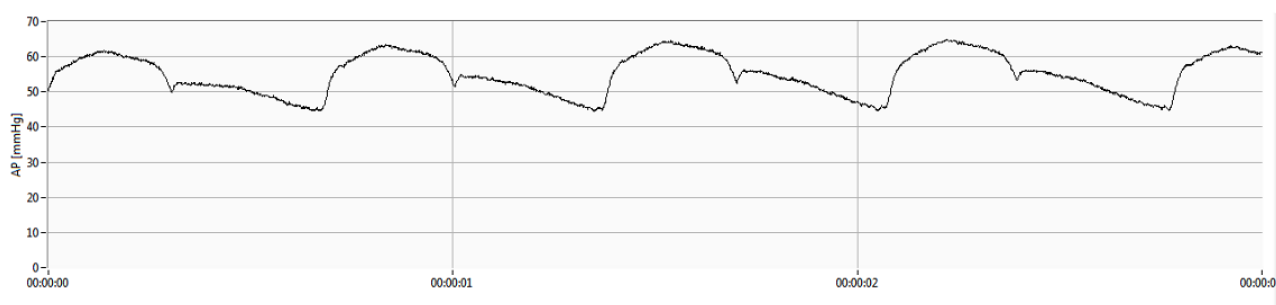
$$G = \frac{V_{ADC_Max}}{V_{out_Max}} = \frac{10 V}{0,0135 V} = 740,74$$

Signalet skal forstærkes, fra transducer til A/D converter, 740 gange.

7.0 Design af analogt lavpasfilter

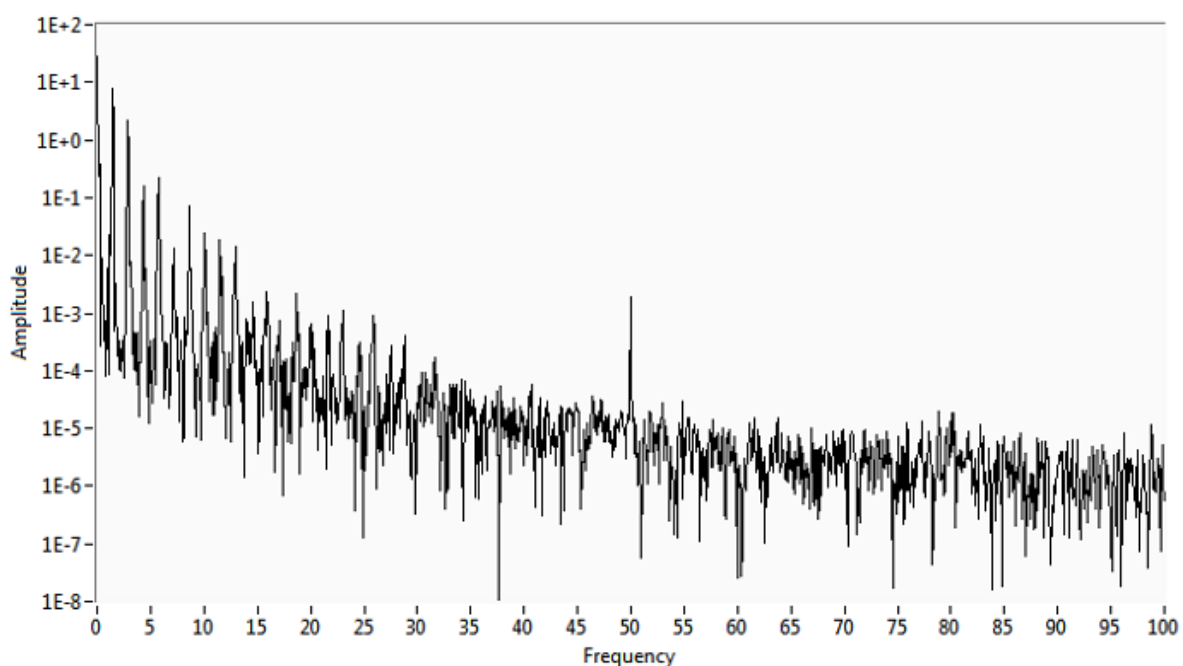
For at kunne designe et passende lavpasfilter til vores blodtrykssystem tages der udgangspunkt i frekvensen for arteriel blodtryksmåling. En blodtryksmåling indeholder brugbare informationer i et område på 0-50 Hz. (9)

Signalet består af harmoniske svingninger og er derfor ikke blot en simpel sinusoid på eksempelvis 1Hz. Ved brug af fourieranalyse kan man opnå et udtryk for et blodtryksignal ved at summere et passende antal simple sinusoider, og dermed få afbilledet det komplekse blodtryksignal vist på figur 6 nedenfor.



Figur 6 Blodtrykssignal – tidsakse(4)

For at forstå figur 6 skal man se på de enkelte harmoniske komponenter vist på figur 7. Her er vist en frekvenskarakteristik af blodtrykssignalet på figur 6.



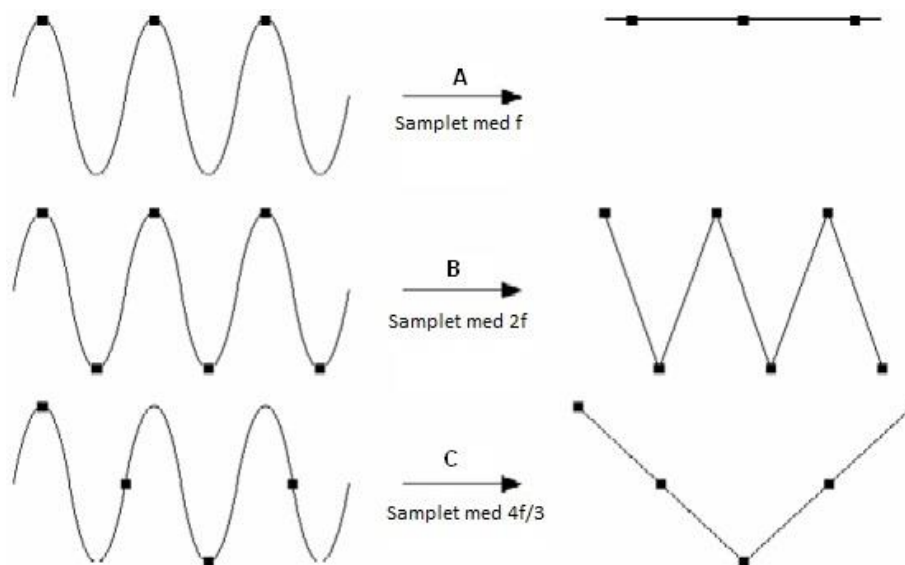
Figur 7 Blodtrykssignal – frekvenskarakteristik (4)

Ved at lave Fourieranalyse finder man frem til de harmoniske komponenter signalet består af. På figur 7 ses det, at signalet består af mange harmonier i området fra 0-25 Hz. For at opnå en korrekt afbildning af blodtrykssignalet kræves et passende antal sinusoider med den rette frekvens, da der heraf opstår et passende antal harmoniske komponenter. Som tommelfingerregel medtager man fra 6 til 10 harmoniske svingninger for at opnå en korrekt afbildning (5).

Signalet indeholder dog også støj med en frekvens på 50 Hz brum. Denne støj ses som et kraftigt peak ved 50 Hz på figur 7. Dette skulle gerne filtreres væk med et passende 1. ordens lavpasfilter. Men da blodtrykssignalet har en frekvens på 0-50 Hz (9), vælges en cut-off frekvens på 50 Hz for at bibeholde de informationer, der kommer fra signalet. Støjen bliver dæmpet lidt pga. de -3dB dæmpning, der findes i cut-off frekvensen, uden at det går ud over blodtrykssignalet. Velvidende om at støjen ikke bliver filtreret tilstrækkeligt nok fra til at den fjernes, vælges en cut-off frekvens alligevel på 50 Hz, for ikke at miste informationer fra blodtrykssignalet.

Et 1. ordens lavpasfilter er tilstrækkeligt for at dæmpe støjen fra, da der skal dæmpes med -20 dB/dekade. Begrundelsen for dette er følgende.

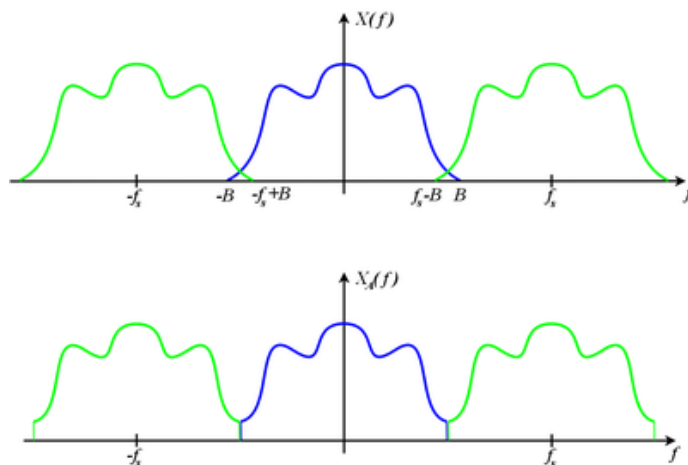
Et blodtrykssignal er et 0-50 Hz signal. Ifølge Shannon's sætning skal et signal samples med den dobbelte signalfrekvens for at få en tilstrækkelig repræsentation af signalet. Ifølge Shannon vil en samplingsfrekvens på 100 Hz altså give et korrekt billede af signalet. Dette er ikke tilfældet med blodtrykssignalet, og der vælges derfor en samplingsfrekvens på 1 kHz, som er 20 gange signalfrekvensen, for at få så præcis en repræsentation som muligt.



Figur 8 Sampling (6)

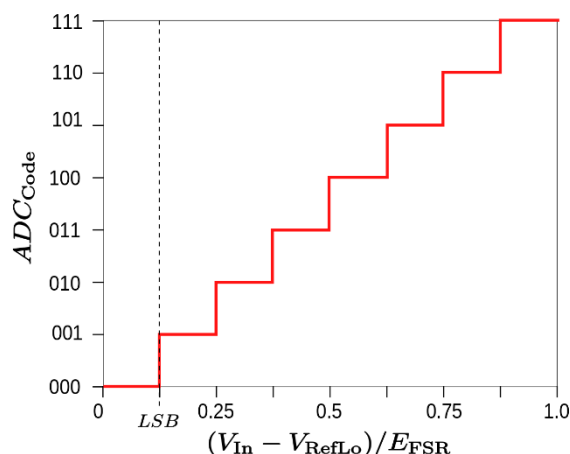
På figuren ses indvirkningen af forskellige samplingsfrekvenser på signalet. Jo flere samples, jo bedre repræsentation. Gruppen vælger tilmed en samplingsfrekvens i den størrelsesorden for at undgå aliasering.

Aliasering er negativ spejling af spektret. Dette forekommer når der samples, men aliaseringsfejl opstår hvis Shannons samplingssætning ikke overholdes, og aliaseringerne lapper ind over hinanden.



Figur 9 Aliasering (1)

Helt grundlæggende får A/D converteren analog spænding, som omsættes til digitale tal. For at finde ud af, hvor lave spændingsforskelle A/D converteren minimum kan arbejde med, dvs. hvad LSB svarer til i spænding, benyttes A/D converterens operative spændingsområde på 10V og de 14 bits, A/D converteren har. For at være sikker på at der ikke kommer afrunding udregner vi den halve LSB. Når man er under den halve LSB er alle værdierne 0, og rent teoretisk set registrerer converteren 0.

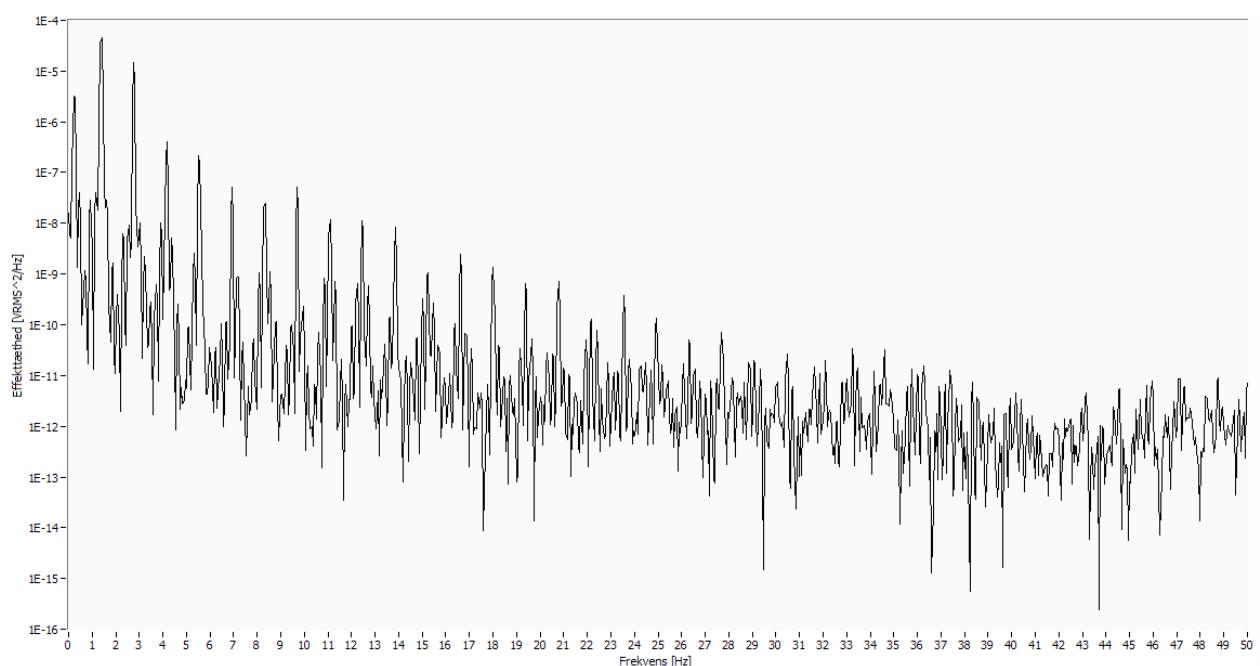


Figur 10 A/D converter kurve over bits (2)

Den halve LSB udregnes:

$$\frac{1}{2} LSB = \frac{V_{ADC}}{2^{N+1}} = \frac{10V}{2^{14+1}} = 0,3mV$$

Dvs. den halve LSB svarer til 0,3mV. Dette betyder, at når A/D converteren har 14 bits, vil denne bestå af 2^{14} spændingsintervaller.



Figur 11 Blodtryksspektrum (4)

Ved at se på blodtryksspektret, figur 7, ses det, at effekten i vores signal ved 50 Hz er 10.000.000 mindre end ved grundtonen ved 1 Hz. Det betyder, at signalamplituden bliver 3162 gange lavere ved 50 Hz, grundet:

$$\sqrt{10 * 10^6} = 3162$$

Hvis signal amplituden fx sættes til 10V, som helt sikkert er højere end det ventede signal, ville det ved 50 Hz blive til en amplitude på 0,003V \approx 3mV, grundet:

$$\frac{10V}{3162} = 0,003V$$

Da amplituden på 3mV ved 50 Hz er nede omkring støjgulvet, antages det, at amplituden ved Nyquist-frekvensen er den samme. Ved Nyquist-frekvensen skulle amplituden ned på under 0,3mV, som svarer til LSV. Det betyder, at signalet skal dæmpes med en faktor 10 ved Nyquist-frekvensen for at opnå den ønskede værdi på under 0,3mV.

$$3mV * A = 0,3mV$$

Heraf fås, at:

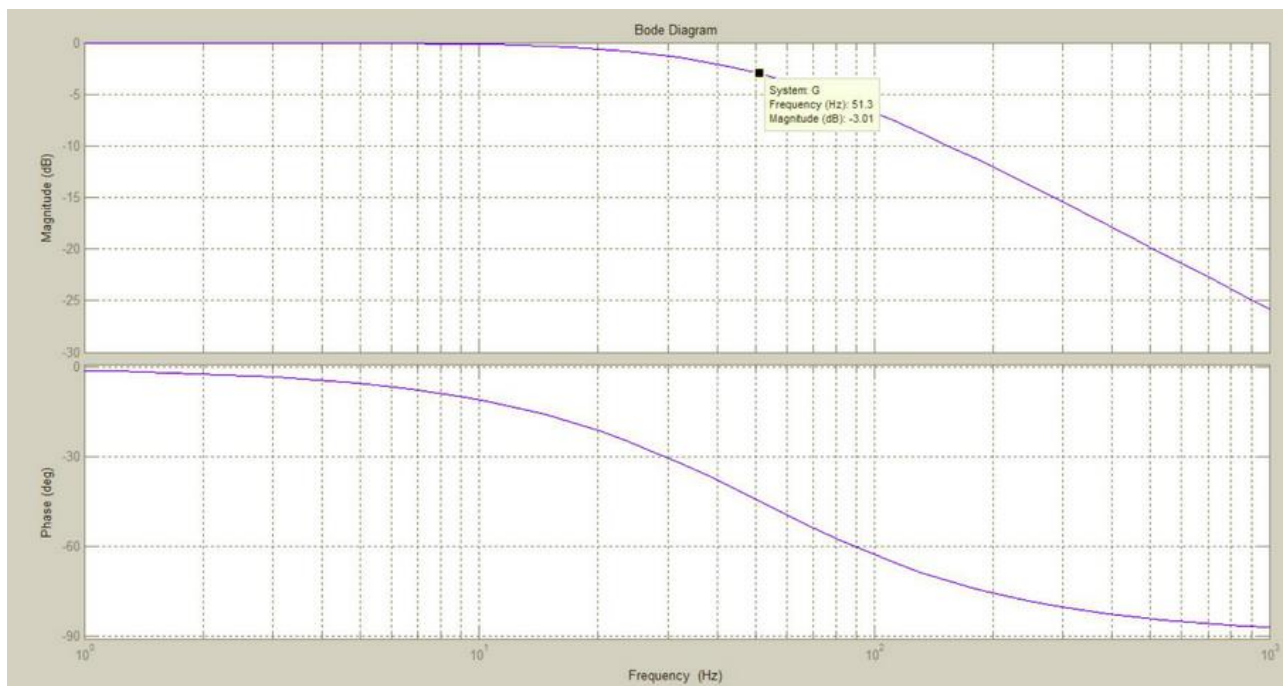
$$A = \frac{1}{10}$$

Forstærkningen skal altså være $\frac{1}{10}$, hvilket omregnet til dB bliver -20dB:

$$20 * \log\left(\frac{1}{10}\right) = -20dB$$

Da vores nyquist-frekvens ligger en dekade over vores cut-off frekvens, betyder det, at der skal gøres brug af et filter med en dæmpning på -20dB/dek, altså et 1.ordens lavpasfilter.

For at summere op, så vælges der en cut-off frekvens på 50 Hz, og gøres brug af et 1.ordens lavpasfilter.

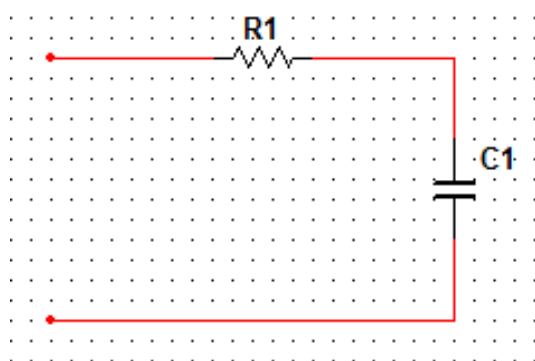


Figur 12 Bodeplot for 1.ordenslavpasfilter med cut-off frekvens på 50 Hz.

Bodeplottet viser frekvenskarakteristik for indgangssignal og giver et billede af, hvor hurtigt signalet dæmpes af lavpasfiltret.

For et 1. ordens lavpasfilter gælder, at efter cut-off frekvensen dæmpes signalet med 20 dB per dekade. Dette ses på figuren ovenfor, hvor vores cut-off frekvens er 50 Hz, og signalet dæmpes herefter. Det ses også, at ved 50 Hz er signalet meget lidt dæmpet, hvilket betyder, at en anelse støj er filtreret væk, men at vi stadig modtager signalerne der stammer fra blodtrykket.

Et standard 1.ordens lavpasfilter dannes ved et RC-kredsløb, bestående af en modstand, R, og en kondensator, C. Dette ses på figur 9:



Figur 13 Standard opbygning af 1. ordens lavpas filter (RC-kredsløb)

Værdier for komponenter i lavpasfiltret udregnes under implementeringen (jf. Hardwareimplementering, s.8).

8.0 Referenceliste

- (1) Aliased Spectrum - Picture. 2014; Available at:
<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/thumb/d/d5/AliasedSpectrum.png/400px-AliasedSpectrum.png>. Accessed 16/12, 2014.
- (2) A/C-converter picture. Available at:
http://upload.wikimedia.org/wikipedia/en/thumb/5/52/ADC_voltage_resolution.svg/1273px-ADC_voltage_resolution.svg.png. Accessed 16/12, 2014.
- (3) Edwards Lifesciences LLC. Retrieved from Accuracy For You and Your Patients. 2006; Available at:
http://www.hi-techsurgical.com/nephrology/edward_lifescience/blood_management_system.pdf. Accessed 16/12, 2014.
- (4) Johansen P. Hæmodynamik og hjerte-karsystemet - PowerPoint. 2014.
- (5) Livingstone C. Frequency Content of the Arterial Pressure Waveform. 2000; Available at:
http://web.sgu.edu.om/med-Lib/MED_CD/E_CDs/anesthesia/site/content/v03/030261r00.HTM. Accessed 16/12, 2014.
- (6) Nation Instruments. Analog Sampling Basics. 2014; Available at: <http://www.ni.com/white-paper/3016/en/>. Accessed 16/12, 2014.
- (7) National Instruments. User Guide and Specification NI USB-6008/6009. 2012; Available at:
<http://www.ni.com/pdf/manuals/371303m.pdf#G36557>. Accessed 16/12, 2014.
- (8) Texas Instruments. Precision Instrumentation Amplifier. 1998; Available at:
<http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina114.pdf>. Accessed 16/12, 2014.
- (9) Webster JG. Medical Instrumentation Application and Design. 4th ed.: John Wile & Sons Inc.; 2009.