

Design og udvikling af et blodtryks målesystem

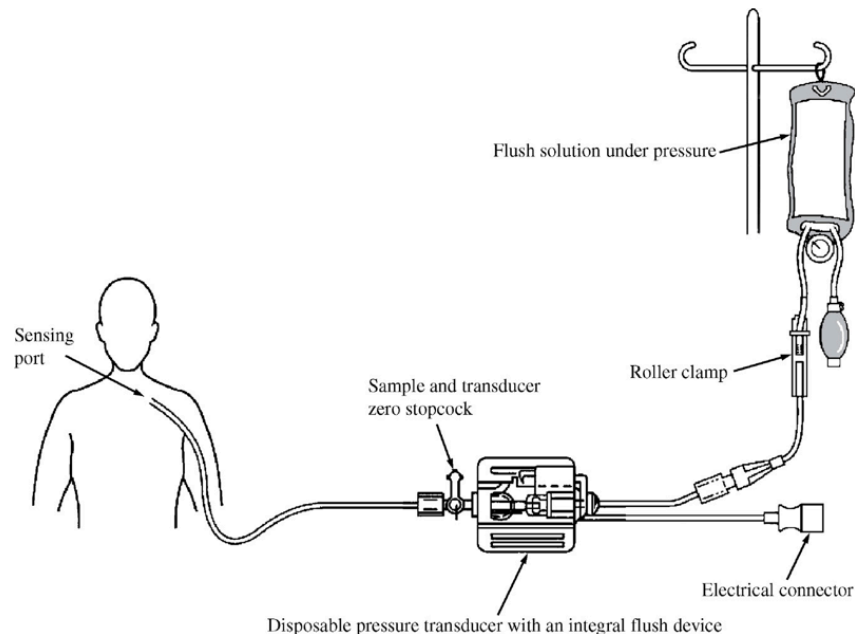
3. semesterprojekt



Design og udvikling af et blodtryks målesystem

Problemformulering

I daglig klinisk praksis er der ofte behov for kontinuert at monitorere patienters blodtryk, i særdeleshed på intensive afdelinger samt operationsstuer, hvor blodtrykket er en vigtig parameter til monitorering af deres helbredstilstand.



FIGUR 1: DIAGRAM OVER TILSLUTNINGEN AF ET VÆSKEFYLDT KATETER TIL MÅLING AF BLODTRYK.

Blodtrykket måles invasivt, dvs. at blodtryksmålesystemet er tilsluttet patienternes arterier via et væskefyldt kateter, som afbildet i figuren ovenfor.

I dette projekt, skal der udvikles et system, som kan tilsluttes det væskefyldte kateter og vise en blodtrykskurve på en computerskærm. Systemet skal indeholde to elementer:

- Et elektronisk kredsløb, som forstærker signalet fra tryktransducere og filtrerer det med et indbygget analogt filter
- Et program til at vise blodtrykket som funktion af tiden. Programmet skal opfylde en række obligatoriske krav. Det skal:
 - Programmeres i C#
 - Kunne kalibrere blodtrykssignalet og foretage en nulpunktsjustering
 - Vise blodtrykssignalet kontinuert
 - Kunne lagre de målte data i enten en tekstfil eller en database
 - Kunne filtrere blodtrykket i selve programmet via et digitalt filter, dette skal kunne slås til og fra (monitor = filtreret og afrundet signal/diagnose mode = rå signal med alle udsving)
- I er meget velkomne til selv at aftale forbedringer i samarbejde med vejleder, men forslag til udbygninger udover de obligatoriske krav ovenfor kunne være:
 - Afbildning af systolisk/diastolisk blodtryk med tal
 - Måling af puls og angivelse heraf med svage bip-lyde
 - Alarmering hvis blodtrykket overstiger indbyggede grænseværdier

Fokusområder

Det væsentligste udbytte I gerne skulle få ud af dette semester, er at lære at integrere hard- og software. Således vil **ISE værktøjerne** og i særdeleshed løbende testning efter de forskellige udviklingsmodeller, herunder enhedstests, integrationstests, kravspecifikation og accepttest mv. være essentielle. Husk DOKUMENTATION af tests.

Systemet er et eksempel på en typisk biomedicinsk måleopstilling med en sensor, hardware, software og signalbehandling. I faget **Kardiovaskulær Instrumentering (KVI)** understøttes forståelsen af de elementer der omhandler sensorerne og blodtryksmåling.

På programmeringssiden bygger programmet videre på erfaringerne fra 2. semestersprojektet. Udfordringen i dette semester vil primært bestå i at anvende tråde til samtidig indsamling af data, afbildning heraf samt afledte analyser. Dette støttes der op omkring i faget **ITS3**.

I **Digital Signalbehandling (DSB)** vil I stifte bekendtskab med problematikker omkring sampling, aliasering og filterparametre. Det forventes, at denne læring vil blive afspejlet i projektrapporten, med argumenter for valg af samplingsfrekvens, filter parametre mv.

Til hardwaredelen skal der laves en forstærker samt et filter hvor I skal bruge viden fra **ASB & KVI**.

I projektet forventes anvendt den sædvanlige IHA model for semesterprojekter, med kravspecifikation og accepttest, projektrapportering opdelt i rapport med vedhæftet projektdokumentation og bilag, referencestyring mv. Se nærmere i vejledningen for 3. semester på BlackBoard.

Testmuligheder

Vi har en væskesøjle til rådighed, som kan levere et statisk væsketryk. Derudover er der en pumpeopstilling i CAVE lab, som kan levere et dynamisk blodtryk lignende det fysiologiske, som vil blive stillet til rådighed sidst i projektet.

Deadlines

Som i andet semesterprojekt, er der indarbejdet faste deadlines for review og tests for at styre processen lidt således at I undgår sidste øjeblikks panikløsninger. Udover de angivne datoer, er I naturligvis, som altid, meget velkomne til at aftale yderligere reviews af fx projektrapport, projektdokumentation mv. De faste deadlines for projektet er som følger:

1. deadline [2/10-2015]

Kravspecifikation og accepttest for projektet.

Gruppe 1 og 2 reviewer hinanden

Gruppe 3 og 4 reviewer hinanden

Gruppe 5 og 6 reviewer hinanden

2. deadline [6/11-2015]

Design og specifikationer af hardware & software.

Gruppe 1 og 4 reviewer hinanden

Gruppe 2 og 5 reviewer hinanden

Gruppe 3 og 6 reviewer hinanden

3. deadline [11/12-2015]

Seneste dato for udførsel af accepttest for vejleder

4. deadline [16/12-2015]

Projektaflevering.

Vejledning

Hver gruppe har, som sædvanligt, fået tildelt en vejleder (se nærmere herunder), der forestår procesvejledningen. Det forventes dog, at I som studerende ved behov for faglig vejledning i elektronik, programmering eller ISE selvstændigt søger vejledning fra de specifikke faglærere på Ingeniørhøjskolen.

Gruppedannelse

Grupperne er dannet efter samme personlighedstest, som blev anvendt på første og andet semester. Imidlertid er grupperne blevet dannet påny. Dette er primært gjort for at opøve jeres færdigheder i at samarbejde i nye grupper ligesom eksponeringen for andres ideer og erfaringer fra tidligere projekter kan vise sig yderst værdifuld. De nye grupper er som følger:

Grp	Navn	Studienr	Grp	Navn	Studienr
1	Jakob Degn Christensen	201408532	4	Mads Fryland Jørgensen	201403827
	Annsofie Randrup Wagner	201406360		Gavin Anthony	201404960
	Emilie Winther Jensen	201407088		Jeppe Tinghøj Honoré	201371186
	Lise Skytte Brodersen	201407432		Freja Ramsing Munk	201406736
	Anders Wiggers Birkelund	201404118		Tine Skov Nielsen	201404233
	Toke Tobias Aaris	201407321		Nicoline Hjort Larsen	201405152
	Nina Brkovic	201406458		Sara-Sofie Staub Kirkeby	201406211
2	Albert Jakob Fredshavn	201408425	5	Brian Hansen	201310502
	Ditte Heebøll Callesen	201408392		Ida Mark Skovbjerg	201404669
	Martin Banasik	201408398		Mette Østergård Knudsen	201404501
	Mette Hammer Nielsen-Kudsk	201408391		Mohamed Hussein Mohamed	201370525
	Johan Mathias Munk	201408450		Line Skov Larsen	201405838
	Anne Bundgaard Hoelgaard	201404492		Khaled Edwan	20080899
3	Rune Dalsenni Rask	201271001	6	Matilde Bødker Andersen	201407761
	Helle Randeris	201407703		Alexander Bødker Andersen	201407929
	Joakim Lindhardt	201404867		Malene Cecilie Mikkelsen	201405722
	Lars Brandt Holst	201408737		Jonas Rasborg Hartogsohn	201405166
	Signe Søndergaard Vaaben	201310503		Daniel Cæsar Torp	201304522
	Finja Jette Ralfs	201303659		Solvej Hansen Mathiesen	201303152

TABEL 1: GRUPPEINDELING.

**VEJLEDER GRUPPE 1-2: PETER JOHANSEN, 3-4: THOMAS NIELSEN,
5: SAMUEL ALBERG THRYSØE, GRUPPE 6: LARS MORTENSEN**

Særligt vedrørende elektronikdelen

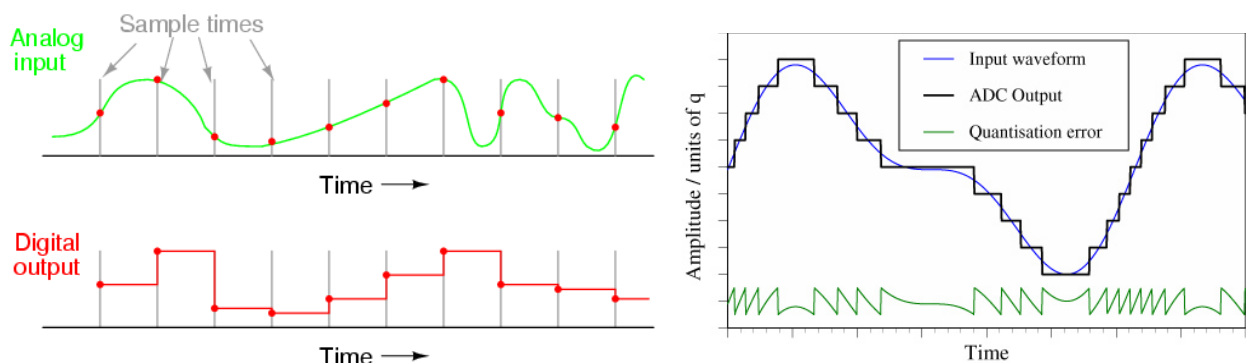
Da den udleverede målesensor er baseret på strain gauges i en Wheatstone bro, benyttes der i dette projekt en instrumentationsforstærker. Denne vil blive gennemgået i KVI.

For at digitalisere det målte signal skal der benyttes en A/D konverter. Til det formål udleveres et dataopsamlingsmodul (NI-DAQ6009) med en 14 bit konverter (Fig 2). Det vil sige, at denne konverter omsætter den analoge indgangsspænding til et digitalt ord bestående af 14 bit (der har 2^{14} kombinationsmuligheder (= 16384)).



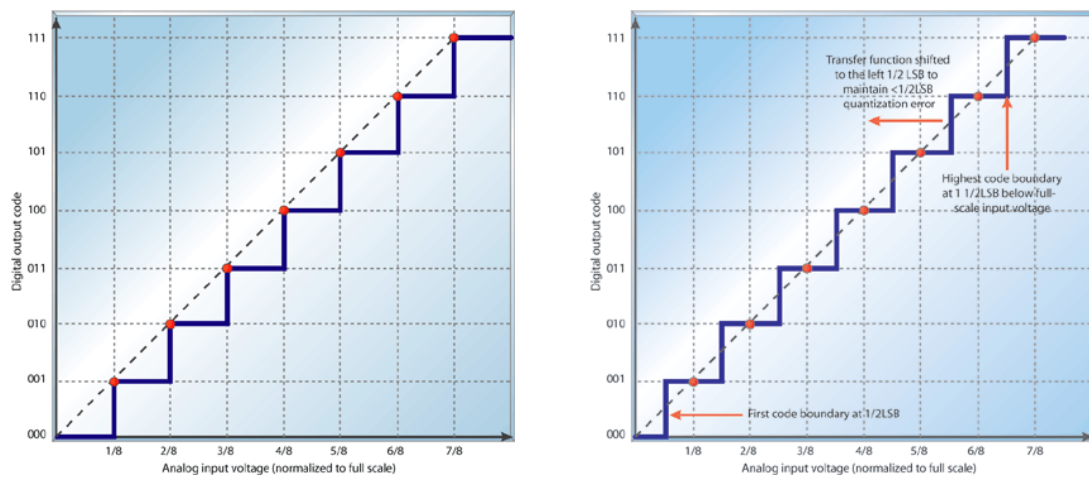
FIGUR 2: NI DAQ6009 MODUL.

Hastigheden hvormed konverteren omsætter det analoge signal til et digitalt ord er udtrykt ved samplingsfrekvensen.



FIGUR 3: SAMPLING AF ET ANALOG SIGNAL OG KVANTISERINGSFEJL.

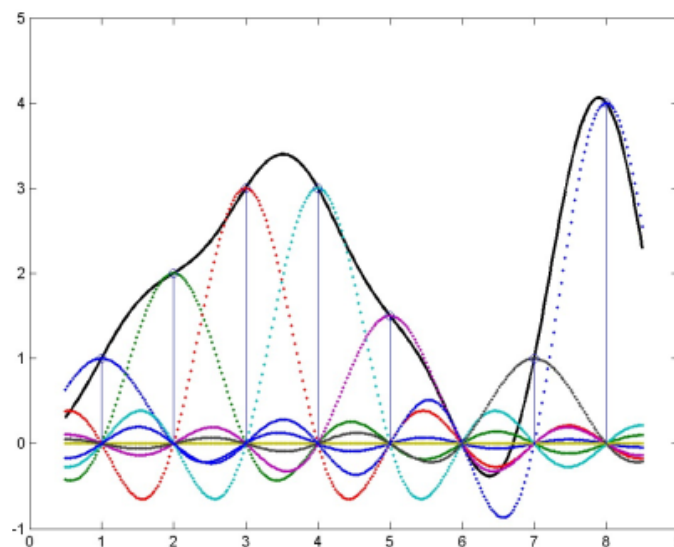
Til faste tidspunkter måles værdien på det analoge signal, som derefter omsættes til den nærmeste digitale værdi (Fig 3). Man kan derfor sige, at jo mere præcis udtryk man vil have for den målte analoge værdi, desto flere bit skal man bruge. Fejlen imellem den analoge værdi og den nærmeste digitale værdi kaldes kvantiseringsfejlen. Den mindste målestørrelse konverteren arbejder med, er forskellen på et skift i den mindst betydende bit (=least significant bit = LSB). Opererer en 14-bit A/D konverter derfor med et spændingsområde på 10 V på indgangen, vil 1 LSB svare til $10 \text{ V} / 2^{14} = 0,61 \text{ mV}$. Dette svarer til højden på de trin som viser sammenhængen imellem ind- og udgang på konverteren (Fig 4). Lægges omsætningskurven som til venstre i figur 4 kan kvantiseringsfejlen blive op til 1 LSB. Forskydes omsætningskurven som vist til højre i figur 4, bliver kvantiseringsfejlen $\pm 1/2 \text{ LSB}$.



FIGUR 4: INPUT OUTPUT RELATION FOR A/D KONVERTEREN.

For den samme 14-bit A/D konverter med indgangsspændingsområde på 10 V, vil den mindst detekterbare signalamplitude svare til 1/2 LSB, og derfor blive $0,5 \times 10 \text{ V} / 2^{14} = 10 \text{ V} / 2^{15} = 0,3 \text{ mV}$. Med andre ord vil alle signaler der er mindre end svarende til 1/2 LSB blive omsat til '0'.

Når de samlede værdier skal bruges til at genskabe det oprindelige signal sker det igennem en rekonstruktion. Man kan interpolere imellem de samlede værdier ved at fastholde den samlede værdi indtil næste værdi (0'te orden) eller man kan lave rette linjer imellem hver sample (første orden) og så videre. Den ideelle rekonstruktion opnåes ved at vægte en sinc function med hver sample værdi og summere alle disse op (Fig 5).

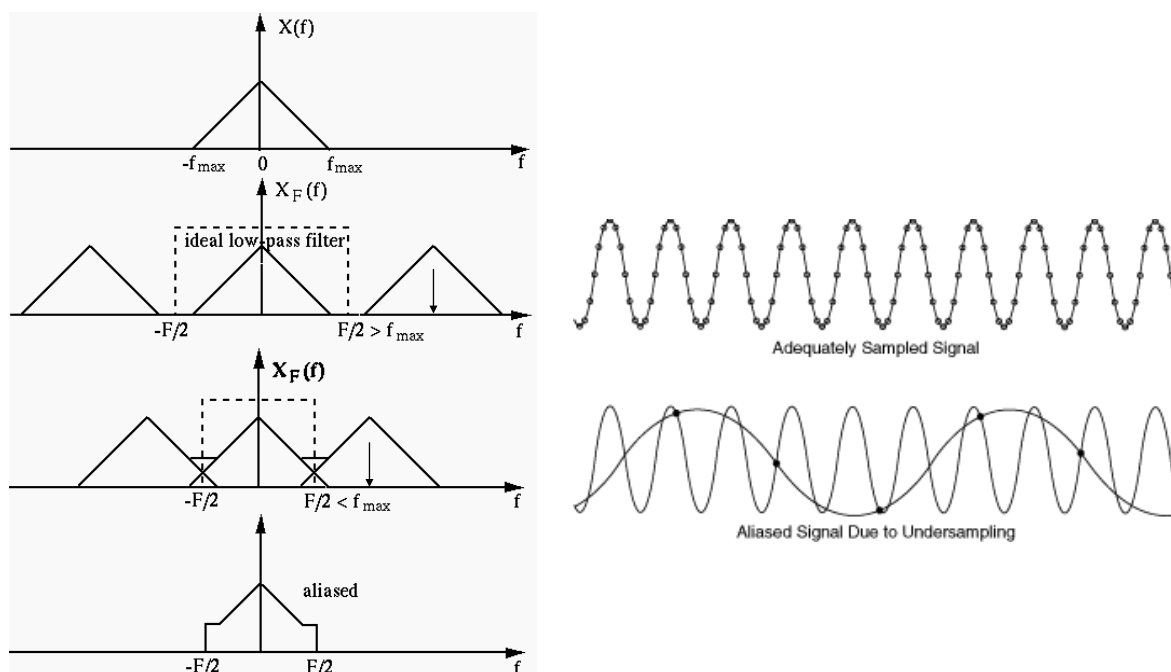


FIGUR 5: INTERPOLATION MED SINC FUNKTION.

Er det signal man A/D konverterer samlet tilstrækkeligt hurtigt, kan man (under antagelse af at der ikke er nogen amplitude kvantisering) totalt rekonstruere sit signal. Den teoretiske laveste samplingsfrekvens man skal benytte for at opfylde dette, er givet ved Shannons samplingsteorem der siger, at man skal sample med mindst det dobbelte af signalets højeste frekvens. Denne kaldes Nyquist-frekvensen.

Når man har samlet signalet sker der i det digitale domæne det, at spektret for signalet bliver en periodisk funktion. Dvs signalspektret gentager sig selv med hele multiplum af samplingsfrekvensen. Disse "kopier" af det originale spektrum som gentager sig kaldes for aliaser. Til rekonstruktion benyttes den del af spektret der ligger under den halve samplingsfrekvens. Man skal derfor sørge for, at der ikke kommer overlap imellem denne del og et alias, da det vil give anledning til en fejl kaldet aliaseringsfejl. Figur 6 illustrerer dette. Til venstre øverst i figuren ses

signalspektret som det optræder i den analoge verden (før sampling). Nedenfor ses hvorledes dette spektrum gentager sig efter sampling med hele multiplum af samplingsfrekvensen (markeret med en lille pil). I dette tilfælde er Shannons samplingsteorem overholdt idet der samples med mere end to gange den øvre frekvens i signalet. Nedenfor er vist et eksempel hvor samplingsfrekvens ikke længere overholder dette, og der opstår et overlap (som summeres) imellem det originale spektrum og et alias. Til højre i figur 6 er vist et eksempel på aliasering i tidsdomænet.

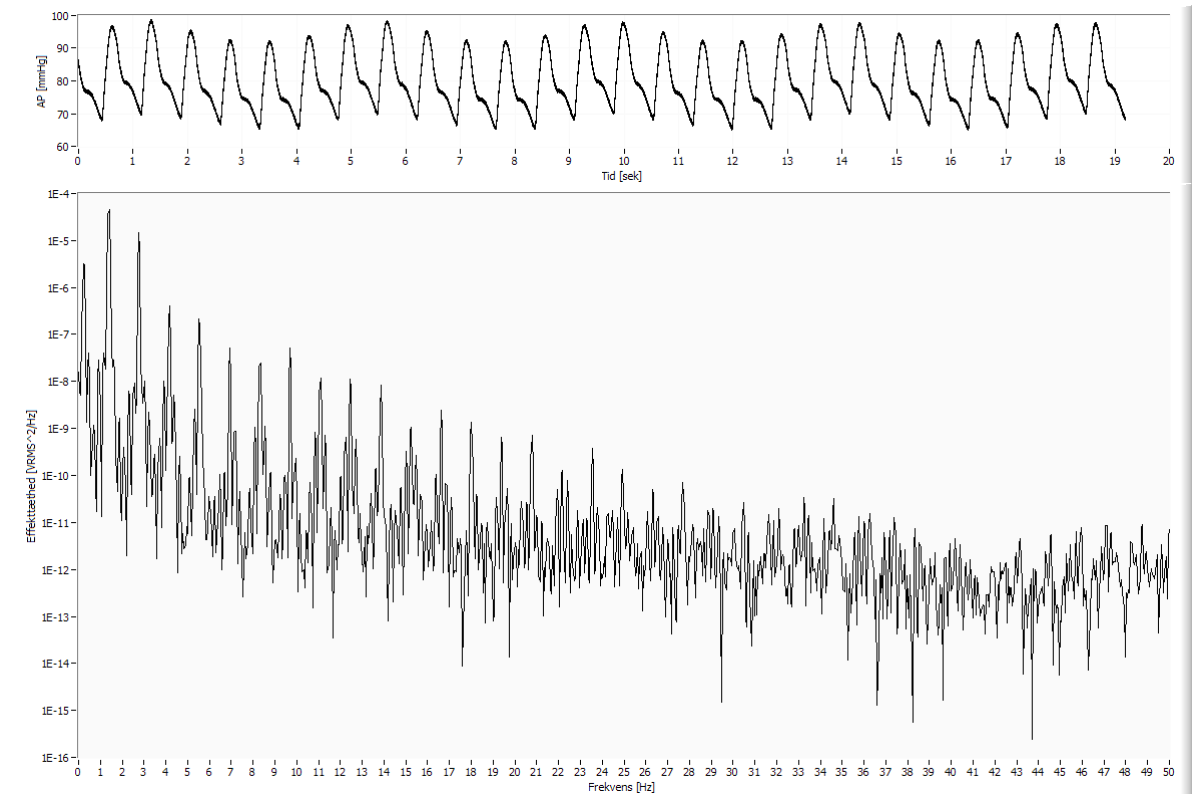


FIGUR 6. ALISERING OG ALISERINGSFEJL ILLUSTRERET I FREKVENSS- OG TIDSDOMÆNE.

For at sikre at der ikke optræder aliasering skal man sørge for, at der ikke er noget signal ved den halve samplingsfrekvens. Eller i det mindste ikke noget signal som konverteren kan "se" - dvs det skal være mindre end $1/2$ LSB. For at opnå dette kan det være nødvendigt at lave et lavpasfilter der sikrer, at vi ikke får aliasering. Dette kaldes for et antialiaseringsfilter. Det er vigtigt at forstå, at et antialiaseringsfilter er et analogt filter der benyttes før sampling.

Til dette projekt skal der således bestemmes samplingsfrekvens samt krav til et antialiaseringsfilter. Det er derfor nødvendigt med et kendskab til det signal der skal måles på.

I figur 7 er vist en typisk arteriel blodtrykskurve repræsenteret i både tids- og frekvensdomæne.



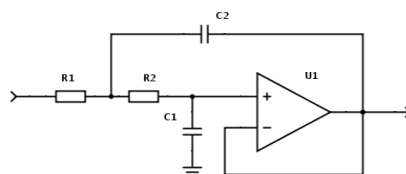
FIGUR 7. ARTERIEL BLODTRYKSKURVE ILLUSTRERET I OG TIDS- OG FREKVENSDOMÆNE.

De typiske blodtrykskurver indeholder ikke meget signal over 50 Hz. Betragter man akserne kan man se at effekten i dette område er aftaget omkring en faktor 10^7 . Det vil sige amplituden på signalet er aftaget med kvadratroden af dette (ca. 3162) eller udtrykt i dB som 70 dB.

I dette projekt vælges samplingsfrekvensen til 1 kHz. Dette er 10 gange over den dobbelte båndbredde (Nyquist frekvensen), men det vælges af praktiske hensyn i forhold til antialiaseringsfilter krav samt visning og repræsentation af de optagede kurver på skærmen. Den halve samplingsfrekvens bliver derfor 500 Hz. Ved denne frekvens skal signalet være dæmpet under 1/2 LSB, som i dB svarer til en dæmpning på $20\log(2^{15}) = 90$ dB. Da signalet i sig selv allerede er dæmpet med cirka 70 dB skal der derfor som minimum tilføres en yderligere dæmpning på 20 dB. Bemærk dette er under antagelse af, at eventuelle støjklender er mindre end signalet, også for frekvenser over 50 Hz.

Der skal således designes et lavpasfilter (= antialiaseringsfilter) med en båndbredde på 50 Hz (blodtrykssignalets båndbredde) der giver minimum 20 dB dæmpning ved 500 Hz (det vil sige 20 dB dæmpning på en dekade). Selvom dette kan realiseres med et første ordens filter vælger vi at benytte et anden ordens filter, da der naturligvis kan være variationer i de optagede signaler (således det kan afvige fra det der ses i figur 7).

Til projektet skal der derfor realiseres et aktivt 2. ordens lavpasfilter af typen Sallen-Key med unity gain (Fig 8). Filteret skal designes som et Butterworth filter med cut off frekvens på 50 Hz. C_2 skal vælges til 680 nF og $R_1 = R_2$. Operationsforstærkeren skal være af typen OP27.



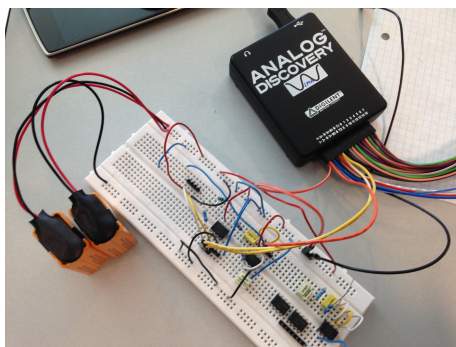
FIGUR 8. UNITY GAIN 2. ORDENS SALLEN-KEY LAVPAS KONFIGURATION.

Design, implementering og test

Til elektronikkredsløbsdesignet skal både funktionalitet og grænseflader beskrives for forstærkerdel og filterblok. Når forstærkningen bestemmes skal følsomheden for tryktransducere benyttes. Den kan findes i databladet. Enheden er angivet som $\mu\text{V/V/mmHg}$. Det angiver hvor mange μV output der kommer fra transducere per antal volt i transducerens eksitationsspænding per mmHg. Ønskes i kravspecifikationen f.eks. et måleområde svarende til 0 - 250 mmHg og er følsomheden angivet som $5 \mu\text{V/V/mmHg}$ vil det maksimale output med en eksitationsspænding på 9 V blive $5 \mu \times 9 \times 250 = 11,25 \text{ mV}$. Ønskes A/D konverterens inputområde at være 0 - 5 V vil vi jf foregående afsnit sikrer, at 11,25 mV forstærkes op til 5 V (for at udnytte hele konverterens dynamikområde).

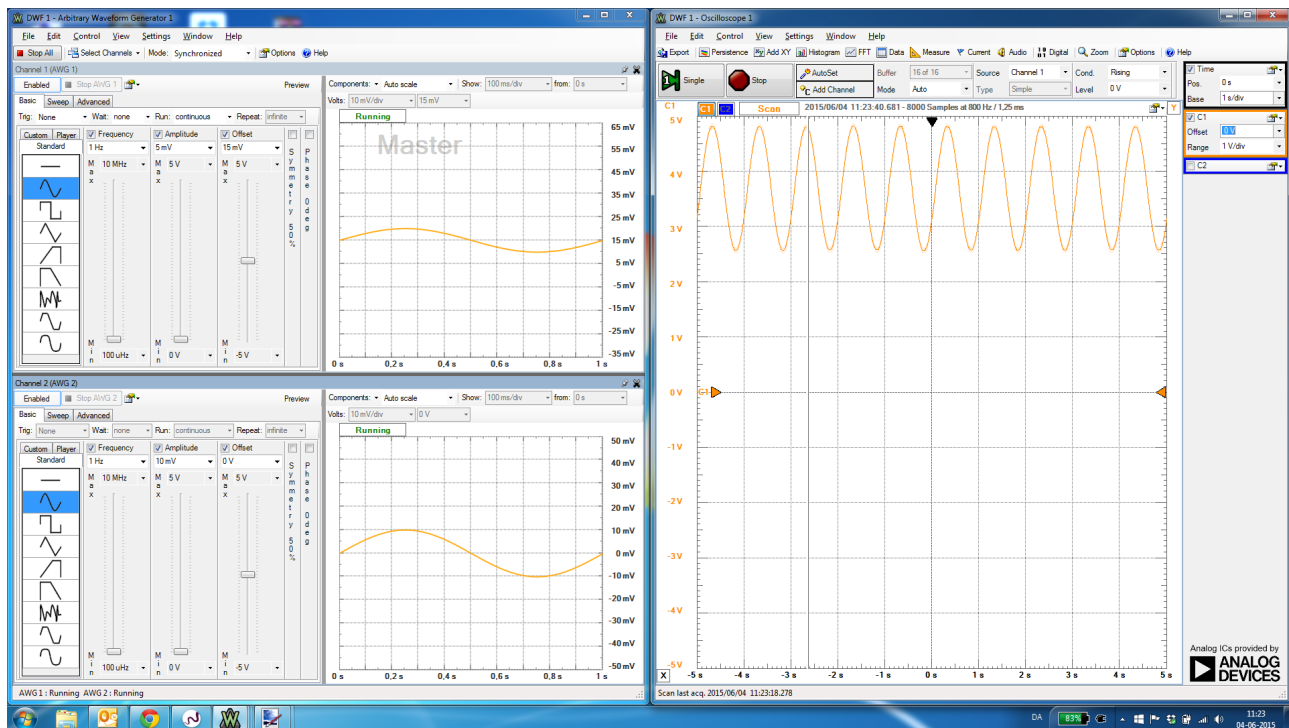
Forstærkning kan eksempelvis lægges helt i forstærkerblokken. Når man senere skal vælge en komponent til denne blok må man via databladet sikre sig, at det er muligt at benytte den ønskede forstærkning ved den ønskede båndbredde. Til det skal man i databladet finde *gain bandwidth product*, da produktet af forstærkning og båndbredde er en konstant.

Når elektronikkredsløbet implementeres er der behov for at teste dette. Til simulering af signalet fra tryktransducere anvendes Analog Discovery (Fig 9). Bemærk dog at det signal der skal genereres er et differentielt signal på nogle få mV. Man skal derfor lave to signaler (W1 og W2) som tilkobles elektronikkredsløbet svarende til de to indgange på indgangsforstærkeren. Begge signaler refererer til samme stelpunkt der ligeledes skal kobles til kredsløbet. Udgangen af signalet måles igennem en oscilloskop-indgang (1+ sættes til udgangen og 1- til stel). Opsætningen i Digilent softwaren kan gøres som vist i figur 10.



FIGUR 9. ANALOG DISCOVERY KOBLET TIL ELEKTRONIKDEL.

Selvom den samlede forstærkning er bestemt og komponentværdierne er beregnet ud fra dette, kan man ikke regne med at sammenhængen imellem indgang og udgang er bestemt tilstrækkeligt (bl.a. pga. komponentusikkerheder). Derfor skal det samlede system kalibreres. Til dette benyttes et kendt tryk, der kan etableres igennem en væskesøjle. I CAVE lab (som alle vejledere har adgang til) står en væskesøjle der kan benyttes. Med denne kan sammenhængen imellem ind- og udgang bestemmes og efterfølgende korrigeres (i soft- eller hardware), således det er muligt ud fra de målte spændinger at angive det faktiske tryk.



FIGUR 10. EKSEMPEL PÅ OPSÆTNING AF SIGNALGENERATORER SAMT OSCILLOSKOP I ANALOG DISCOVERY.