



AARHUS SCHOOL OF ENGINEERING

SUNDHEDSTEKNOLOGI
3. SEMESTERPROJEKT

Rapport

Gruppe 1

Lise Skytte Brodersen (201407432)

Nina Brkovic(201406458)

Jakob Degn Christensen(201408532)

Toke Tobias Aaris(201407321)

Annsophie Randrup Wagner (201406360)

Anders Wiggers Birkelund(201404118)

Vejleder

Studertervejleder

Peter Johansen

Aarhus Universitet

9. december 2015

Resumé

Godkendelsesformular

Underskrifter

Ordliste

Indholdsfortegnelse

Resumé	i
Godkendelsesformular	iii
Underskrifter	v
Ordliste	vii
Kapitel 1 Indledning	1
Kapitel 2 Projektformulering	3
Kapitel 3 Baggrund	5
3.1 Kroppens kredsløb	5
3.2 Invasiv blodtryksmåling	9
3.2.1 Dynamiske egenskaber	13
Kapitel 4 Systembeskrivelse	17
Kapitel 5 Krav	19
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	21
6.1 Projektgennemførelse	21
6.2 Metode	21
6.3 Specifikation og analyse	21
6.4 Arkitektur	21
6.4.1 Design	21
6.4.2 Implementering og test af SW	21
6.4.3 Implementering og test af HW	21
6.5 Resultater og diskussion	21
6.6 Opnåede erfaringer	21
6.7 Fremtidigt arbejde	21
Kapitel 7 Konklusion	23
Litteratur	25

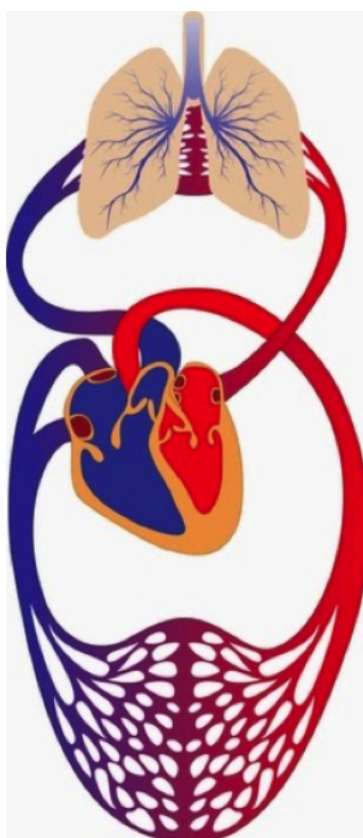
Indledning 1

Projektformulering 2

3.1 Kroppens kredsløb

Det menneskelige kredsløb har til hovedfunktion at transportere de forskellig livsnødvendige stoffer rundt i kroppen. Kredsløbet transporter også kroppens affaldsstoffer ud til de organer, hvor de kan udskilles. Kredsløbet er altså kroppens transportmiddel.

Kredsløbet består af hjertet samt et system af blodkar. Hjertet er opdelt i to halvdele, som begge fungerer som en pumpe. Den højre side af hjertet pumper blodet gennem det lille kredsløb (lungekredsløb), mens venstre side pumper blodet gennem det store kredsløb (legemskredsløbet).



Figur 3.1: Illustration af kroppens kredsløb

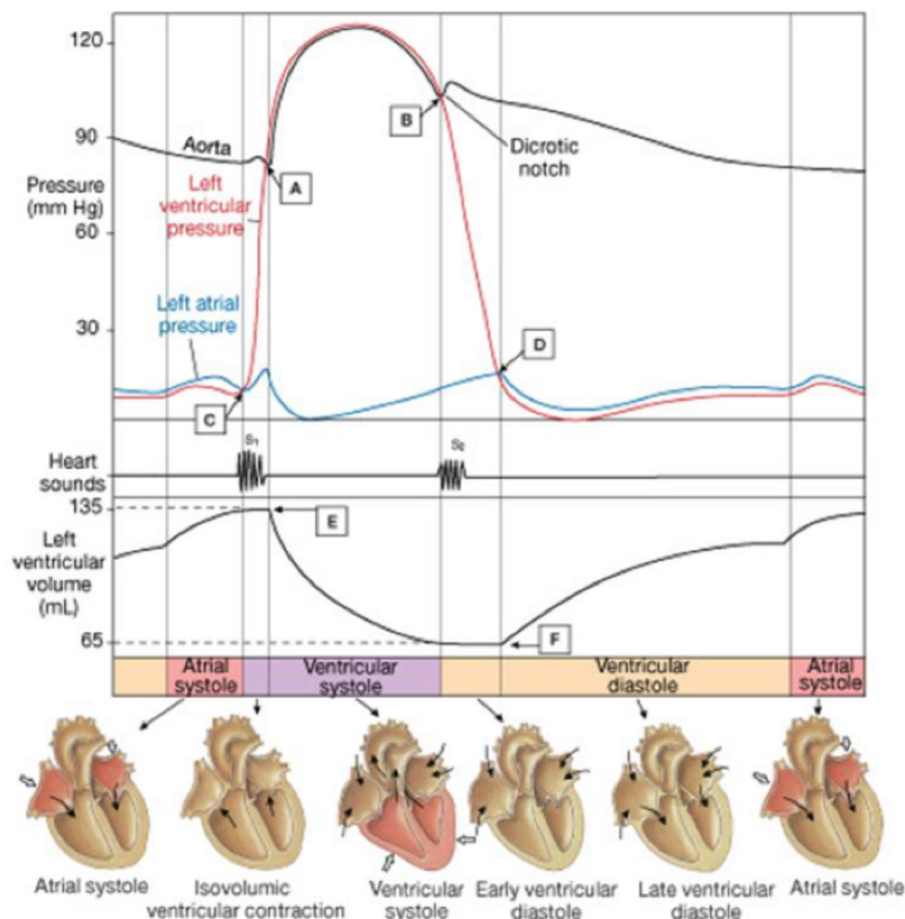
På Figur 3.1 ses det lille- og det store kredsløb. Hjertet er placeret i midten, hvor det er

delt op i højre- og venstre side. Højre atrium modtager iltfattigt veneblod, som har været igennem det store kredsløb. Fra atrium strømmer blodet til højre ventrikel, som pumper det gennem lungearterien til lungerne, hvor blodet får tilført ilt og afgiver kuldioxid. Blodet skal nu retur til hjertet gennem lungerne til venstre atrium. Fra venstre atrium strømmet blodet til venstre ventrikel, hvor det efterfølgende pumpes ud gennem aorta til alle kroppens organer, som har brug for ilt. Blodet bliver igen iltfattigt og skal tilbage til højre side af hjertet, før det kan benyttes igen. Mennesket har ca. 5 liter blod i kroppen, som bliver genbrugt igen og igen. Den menneskelige krop kan prioritere det iltrige blod i forhold til, hvor der er mest brug for det.

Systemet af blodkar består af tre forskellige typer. Arterier, vener og kapillærer. Arterierne leder blodet fra ventrikler til kroppens organer, venerne sørger for for returnering af langt det meste til atrieerne, og kapillærene forbinder arterier og vener.

Arterierne er som sagt de blodkar, der modtager blodet fra hjertet. Disse skal være elastiske, da de udsættes for et stort tryk, når hjertet trækker sig sammen og pumper blodet ud i det store kredsløb. Arterierne forgrener sig til arterioler, der igen forgrener sig kapillærer. Det er i disse blodkar udvekslingen af næringsstoffer, luftarter og affaldsstoffer til cellerne sker. Venolerne samler blodet fra kapillærene og fører det over i venerne, som returnerer det til hjertets højre side.

Hjertet har i alt fire hjerteklapper. To af klapperne betegnes som AV-klapperne (Atrioventrikulærklapperne). Disse adskiller atrium og ventrikel i henholdsvis højre- og venstre side. Den i højre side kaldes tricuspidalklappen, mens den i venstre side kaldes bicuspidalklappen. Den tredje kaldes pulmonalklappen og sidder mellem lungearterien og højre atrium. Den fjerde kaldes aortalklappen og sidder mellem aorta og venstre ventrikel. Alle hjerteklapperne er designet således, at blodet kun kan løbe den ene vej igennem disse. Åbningen og lukningen af disse er en passiv proces, som bestemmes af forskelle i væsketrykket på de to sider af klapperne.



Figur 3.2: Illustration af hjertets cyklus

På Figur 3.2 illustreres hjertets cyklus ud fra trykket (mmHg) i henholdsvis venstre atrium og ventrikel, hjertelyde, lukning og åbning af hjerteklapperne samt volumen i venstre ventrikel. Der er i alt illustreret fem faser for hjertet.

Den første fase kaldes atrium systole. Her er trykket højere i atrium end i ventrikel og dermed er bicuspidalklappen åben, så blodet kan strømme fra atrium til ventrikel. Det ses også at volumen i ventriklen stiger.

Når trykket i ventriklen overstiger trykket i atrium lukker bicuspidalklappen og første hjertelyd forekommer på grund af vibrationer, befinder hjertet sig i anden fase. Her stiger trykket i atrium kort og lidt, mens trykket i ventriklen stiger voldsomt. Det ses at volumen forbliver konstant i denne fase.

I tredje fase over stiger trykket i ventriklen trykket i aorta og aortaklappen åbner sig – denne fase kaldes ventrikel systole. Volumen i ventriklen falder i takt med at ventriklerne trækker sig sammen. Det ses at i denne fase følger trykket i ventriklen og aorta hinanden. Forklaringen på dette er, at aorta har en høj compliance, som gør at den kan udvide sig og på den måde opretholde trykket. Samtidigt modtager atrium blod fra lungevenerne, hvilket gør at trykket i atrium stiger.

Fjerde fase forekommer, når trykket i ventriklen er under trykket i aorta igen, hvilket forårsager, at aortaklappen lukkes igen og anden hjertelyd kan høres. Denne fase kaldes tidlig ventrikel diastole. Her begynder ventriklen at slappe af.

Femte fase begynder, når ventrikel slapper så meget af, at trykket kommer under trykket

i atrium. Her åbner bicuspidalklappen igen og fyldningen af ventriklen begynder stille og rolig igen. Det ses at volumen langsomt stiger. Denne fase kaldes sen ventrikel diastole. Efter denne fase begynder første fase igen, hvor trykket i atrium stadigvæk er større end i ventriklen.

Væskestrømningen er det væskevolumen, der fragtes gennem et rør pr. tidsenhed. Væskestrømningen, Q , stiger med trykforskellen i begyndelsen og slutning af røret, ΔP , samt aftager med rørets modstand mod væskestrømmen, R :

$$Q = \frac{\Delta P}{R} \quad (3.1)$$

Trykforskellen udgør drivkraften for væskestrømmen gennem røret. Denne strøm går fra højt til lavt tryk, hvilket hjertets kontraktion fremkalder. Modstanden i røret er et udtryk for gnidningsmodstanden mellem den væske, der bevæger sig og rørvæggen, som er i ro. Denne modstand har indflydelse på væskestrømmen i et rør. Efterhånden som væsken strømmer gennem røret, falder trykket i væsken. Ved stigende modstand mod væskestrømmen, stiger dette trykfald. Når modstand mod væskestrømmen i røret stiger, bliver væskestrømmen mindre under forudsætning af, at trykforskellen ikke stiger tilsvarende. Denne modstand bestemmes af tre faktorer: rørets længde, indre diameter og væskens viskositet. Modstanden stiger med øget rørlængde, reduceret diameter og øget viskositet.

Væskestrømmen i blodkar kaldes blodstrømmen. Hjertets kontraktion sætter væsken i rørene under tryk – jo kraftigere hjertet pumper, jo større bliver trykforskellen og dermed blodstrømningen. Diameteren af blodkarret har stor betydning for modstanden mod blodstrømmen. Modstanden er mindre, og blodstrømmen er større i de store kar end i de små.

Når blodet går fra hjertet til kapillæerne forgrener blodkarrene sig til mange små og smallere kar. Herved stiger det samlede tværsnitsareal kraftigt, og der sker automatisk en aftagning af blodets strømningshastighed. Blodets lave strømningshastighed i kapillæerne er vigtig for stofudvekslingen, der sker gennem kapillærvæggene. Ved blodets vej tilbage fra kapillæerne til hjertet stiger strømningshastigheden igen, idet det samlede tværsnitsareal aftager.

Væskestrømmens tryk gennem et rør er som nævnt trykforskellen mellem rørets begyndelse og slutning. I det store kredsløb er trykket lig med forskellen mellem trykket i aorta og trykket i højre atrium. Det tryk, der er i højre atrium, er ved normale tilstande meget tæt på nul, og derved kan man betragte det gennemsnitlige tryk i aorta som trykforskellen. Det arterielle blodtryk er det tryk, der er i de store arterier, som er ligeså højt som trykket i aorta. Modstanden i hele det store kredsløb kaldes den totale perifere modstand. Formlen for sammenhængen mellem væskestrøm, trykforskel og modstand kan også overføres til det store kredsløb, hvor minutvolumen, MV , stiger med blodtrykket, BT , og aftager med den totale perifere modstand, TPM :

$$MV = \frac{BT}{TPM} \quad (3.2)$$

Dette betyder, at ændringerne i det arterielle blodtryk skyldes forandringer i enten hjertets minutvolumen eller blodkarrenes modstand mod væskestrømmen. Arteriosklerose ændres modstanden i blodkarrene, da der sker en indsnævring af arterierne og arteriolerne. Dette medfører en belastning for hjertet, da den samme mængde blod ønskes transporteres rundt i kroppen på samme tid, da man gerne vil opretholde minutvolumen. Hvis denne sygdom ikke behandles vil indsnævringen blive så slem, at minutvolumen ikke heller kan opretholdes, og patienten vil nu være i en livstruende sygdom. Patientens arterielle blodtryk vil stige i takt med indsnævringen.

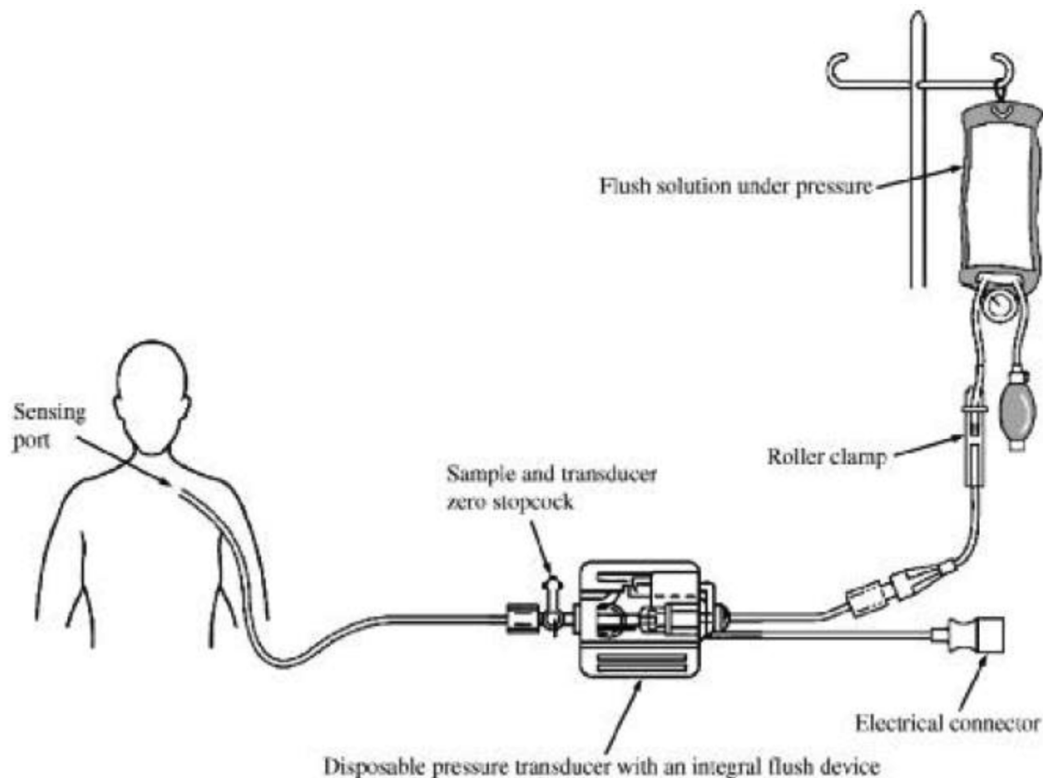
Det arterielle blodtryk (systole og diastole) fortæller altså noget om, hvordan hjerte arbejder. Hvis man har et arterielt blodtryk, hvor systole er over 140 og diastole er over 90, siger man, at man har et forhøjet blodtryk. Et forhøjet blodtryk kan have anledning til forskellige sygdomme, f.eks. arteriosklerose.

Der findes flere forskellige metoder til at måle blodtryk – både invasivt og ikke-invasivt. I begge tilfælde bestemmes en værdi for det systoliske- og det diastoliske blodtryk. Non-invasivt kan blodtrykket måles med ultralyd eller ved den oscillometriske metode med manchete, stetoskop og kviksølvsmåler. Derudover findes der også den automatiserede teknik, der erstatter stetoskopet med en mikrofon.

I dette projekt er der blevet designet et monitoreringssystem til at vise en invasiv blodtryksmåling.

3.2 Invasiv blodtryksmåling

Invasive blodtryksmålinger bruges ofte til monitorering af hæmodynamiske data, og anvendes som regel hos svært syge patienter på eksempelvis intensiv afdeling, samt ved større operationer. Ved den invasive blodtryksmåling måles blodtrykket via et kateter, der lægges ind i arterien. Med denne metode får man et mere præcist og kontinuerligt billede af, hvordan hjertet arbejder.



Figur 3.3: Måleopstilling

På Figur 3.3 ses måleopstillingen for den invasive blodtryksmåling. Der føres et væskefyldt kateter ind i personens arterie. Trykposen på Figur 3.1 er fyldt med natriumklorid og fungerer som en del af flushmekanismen, som benyttes til at fjerne bobler fra det væskefyldte kateter. Trykket i posen pumpes op til mellem 180 til 300 mmHg, hvilket er over det systoliske blodtryk.

Slangen fra trykposen går ned til tryktransducere og flushsystemet. Når flushsystemet startes, vil man på monitoren kunne se, at trykket stiger til det tryk, der er i trykposen. Når dette stoppes, er systemet udviklet således, at der altid vil løbe en dråbe natriumklorid ind i kateteret. Dette forhindrer blod i at strømme ud i kateteret. Trykket i det væskefyldte kateter er lig med trykket i personens arterie. Det er dette tryk, som tryktransducere transformerer om til et elektrisk signal, som kontinuert vises på monitoren.

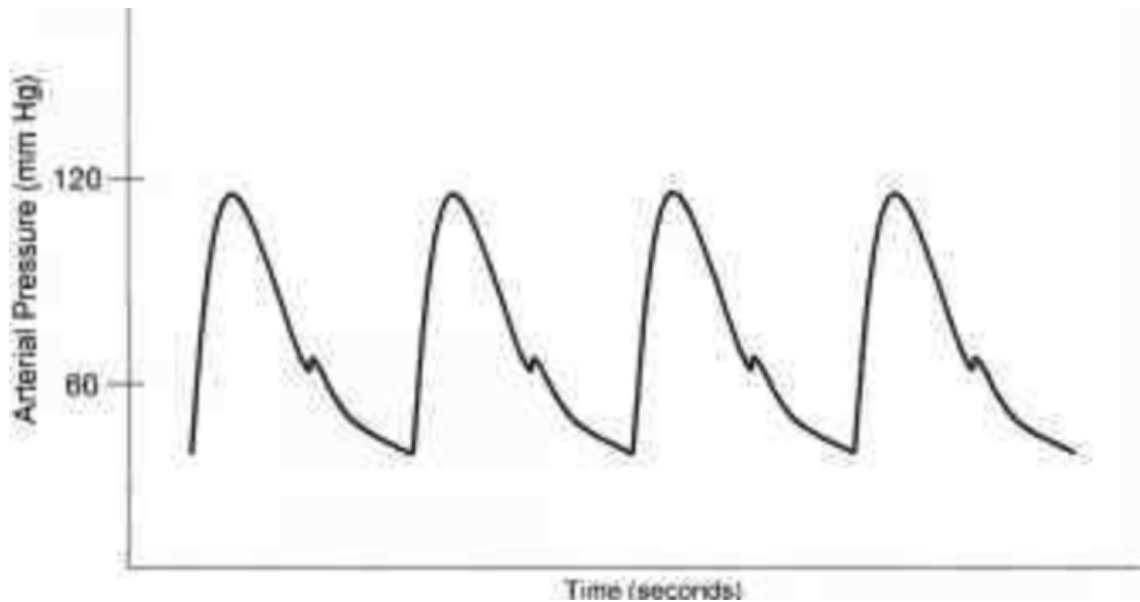
Tryktransducere består af fire strain gauges, også kaldet en wheatstone bro. Strain gauges er en modstandståd, der kan foldes og limes på et hvilket som helst materiale. Modstanden, R bestemmes ud fra længden, l , resistiviteten, ρ og tværsnitsarealet, A .

$$R = \frac{l \cdot \rho}{A} \quad (3.3)$$

Ændres en eller flere af disse, vil modstandsværdien ændres efterfølgende. Materialet, som strain gauges er limet fast på, kan ændre form, hvilket strain gauges registrerer. Det er dette, tryktransducere benytter sig af. De fire strain gauges er limet fast på en membran, som sidder for enden af det væskefyldte kateter. Når blodtrykket ændrer sig, påvirkes membranen, da den har en meget højere compliance end selve det væskefyldte kateter.

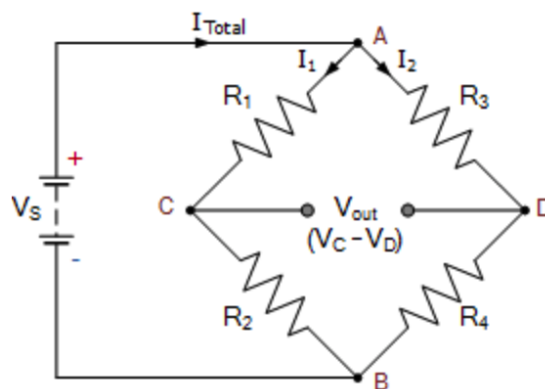
Denne forskel i compliance er en af grundene til, at dette system kan registre selv de mindste trykændringer.

Trykændringer registreres af de fire strain gauges, som transformerer dem om til det elektriske signal, hvilket afbildes grafisk. På figur 3.4 ses afbildningen af en invasiv blodtryksmåling, hvor det også er muligt at aflæse det diastoliske og systoliske blodtryk. Det diastoliske tryk svarer til minimumspunkterne, hvor toppunkterne svarer til det systoliske tryk.



Figur 3.4: Grafisk afbildning af en invasiv blodtryksmåling

Strain gauges benyttes i dette tilfælde, da man ønsker, at selv den mindste trykændring skal kunne registreres. Da disse modstandsændringer er så små, ønskes disse forstærkes op. For at kunne gøre dette bedst muligt, skal der benyttes et måle setup, som er centraliseret omkring nul. Til dette bruges en Wheatstone bro, nærmere en helbro, se Figur 3.5.



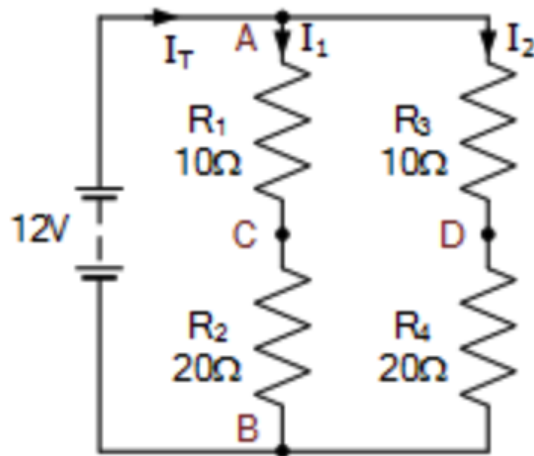
Figur 3.5: Wheatstone bro

En Wheatstone bro er et kredsløb, der består af to serieforbindelser af to modstande, som sidder i parallelforbindelse. I mellem serieforbindelserne kan V_{out} beregnes ud fra

spændingen ved punkt C og punkt D.

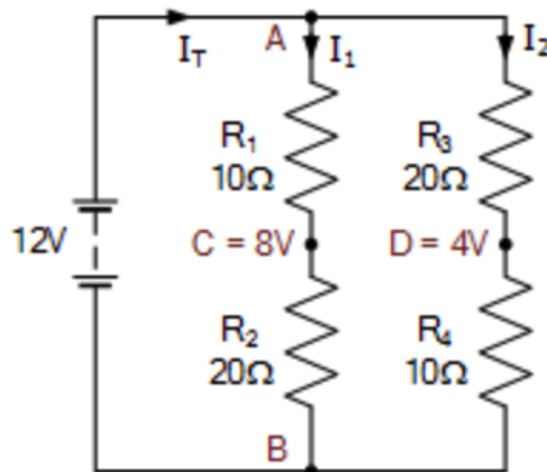
$$V_{out} = V_C - V_D \quad (3.4)$$

Hvis modstandene R_1 og R_3 samt R_2 og R_4 er ens, vil V_{out} være lig med nul og broen vil være i balance, se Figur 3.6.



Figur 3.6: Wheatstone bro i balance

Hvis modstandene R_1 og R_3 samt R_2 og R_4 er forskellige af hinanden, vil V_{out} være forskellig fra nul og broen vil være i ubalance, se Figur 3.7.



Figur 3.7: Wheatstone bro i ubalance

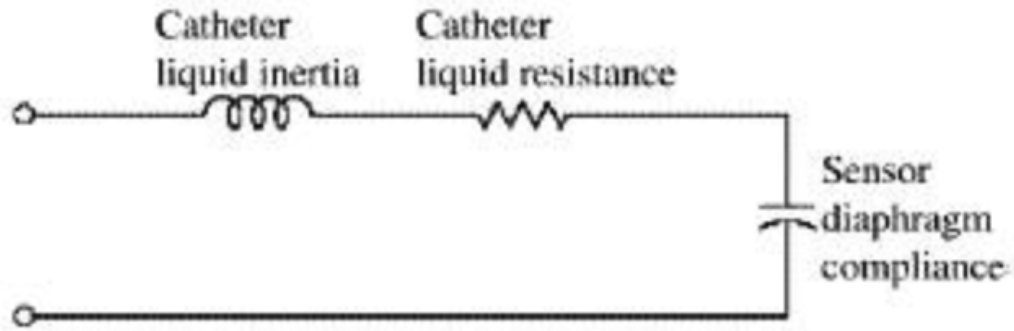
Når trykændringerne påvirker membranen, vil de fire strain gauges ændre form og dermed ændre modstandsværdi. Dette skaber ubalance i Wheatestone broen, og spændingen

ændrer sig i takt med dette. Spændingsændringen kan beregnes ud fra formlen (3.5).

$$\frac{v_0}{v_{in}} = \frac{\Delta R}{R} \quad (3.5)$$

3.2.1 Dynamiske egenskaber

Et væskefyldt kateter har inertie, friktion og elastiske egenskaber, der også kan betegnes som inertans, modstand og compliance (eftergivlighed). Disse egenskaber kan beskrives som elektriske komponenter i form af en induktor, resistor og kapacitor, se Figur 3.8.



Figur 3.8: Anden ordens lavpassystem

De forskellige egenskaber kan udtrykkes ved ligninger (3.6), (3.7) og (3.8).

$$L = \frac{l \cdot p}{\pi \cdot r^2} \quad (3.6)$$

$$R = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (3.7)$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d} \quad (3.8)$$

Figur 3.8 viser et anden ordens lavpassystem, der kan beskrives med følgende to overføringsfunktioner:

$$T(s) = \frac{Ks}{s^2 + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_0 \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.9)$$

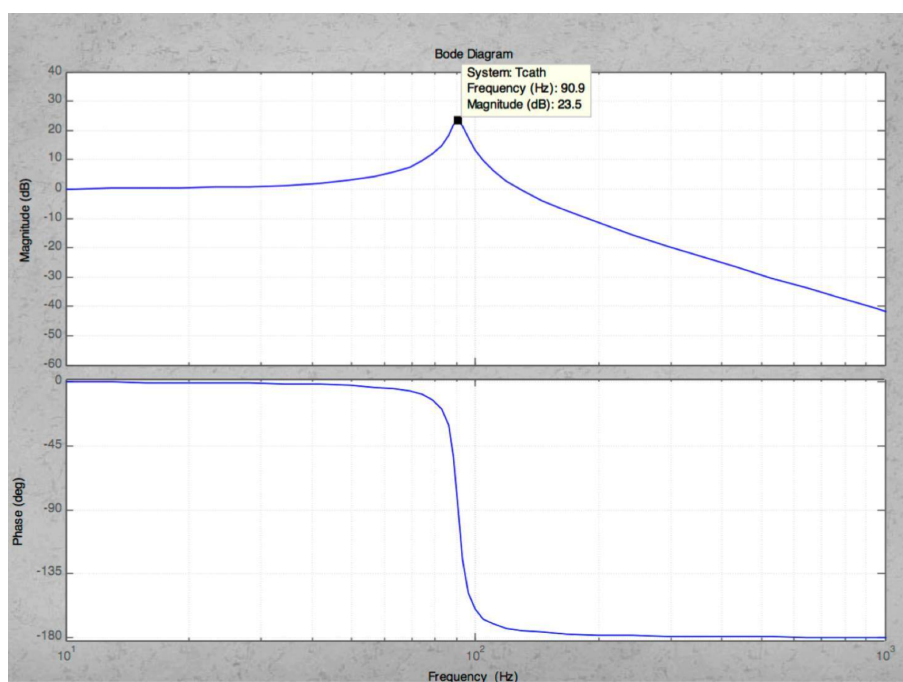
$$T(s) = \frac{k}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.10)$$

Ud fra disse overføringsfunktioner kan knækfrekvensen, f_0 og flowet, Q findes:

$$f_0 = \frac{r}{2} \cdot \sqrt{\frac{1}{l \cdot p \cdot \pi} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.11)$$

$$Q = \frac{r^3}{8 \cdot \mu} \cdot \sqrt{\frac{\rho \cdot \pi}{l} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.12)$$

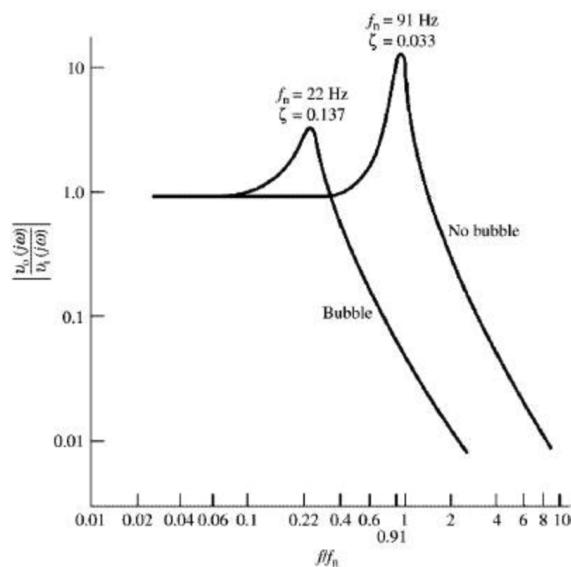
Figur 3.9 viser et bodeplot for amplitude og fasen for lavpasfilteret.



Figur 3.9: Bodeplot

Det interessante er, at knækfrekvensen ligger ved 90 Hz. Dette betyder, at systemet medtager frekvenser op til de 90 Hz, hvilket er mere end, hvad systemet skal kunne klare ift. en blodtryksmåling, hvis frekvenser ikke kommer over 50 Hz.

På figur 3.10 kan man se, hvorledes bobler i systemet påvirker systemets knækfrekvens og dermed dens båndbredde samt dæmpningsfaktoren.



Figur 3.10: Diagram over knækfrekvensen og dæmpningsfaktoren påvirket af bobler og uden

Hvis der er bobler tilstede i kateteret, bliver der samtidig tilført ekstra compliance. Dette medvirker til, at knækfrekvensen forekommer tidligere, hvilket betyder, at båndbredden bliver mindre. Som det ses i Figur 3.10 er knækfrekvensen mindre og dæmpningsfaktoren større, når der er bobler tilstede i kateteret.

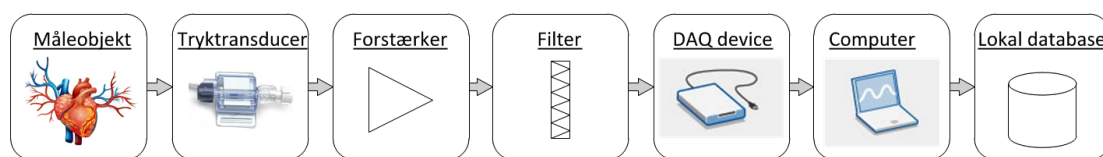
En mindre knækfrekvens forårsager, at systemet kun lukker frekvenser fra 0 til 22 Hz igennem, hvilket ikke er tilstrækkeligt til at repræsentere en optimal blodtryksmåling. Dæmpningsfaktoren øges, når compliance stiger. Det vil sige, at jo større dæmpningsfaktor og compliance, jo mindre quality, jo større tab over system. Det ses ved ligningen for dæmpningsfaktoren:

$$\zeta = \frac{1}{2 \cdot Q} \quad (3.13)$$

For at undgå bobler i væsken, kan man benytte førømtalte flushmekanisme, hvor man vha. trykposen kan erstatte luftbobler med natriumklorid.

Systembeskrivelse 4

Det udviklede system består af en biomedicinsk måleopstilling med hardware- og en tilhørende softwaredel. Systemet er en invasiv blodtryksmåler udviklet til forskning. Blodtrykket skal kunne måles invasivt, således at blodtryksmålersystemet er tilsluttet et måleobjekt og kontinuert kan monitorere blodtrykket.



Figur 4.1: Illustration af systemet

Systemets hardware del er et opbygget elektrisk kredsløb, der behandler signalet. Det tryk, der ønskes behandles kommer fra et måleobjekt og hentes via en tryktransducer. Tryktransduceren har til formål at konvertere måleobjektets fysiske tryk til et analogt signal. Efter konverteringen fra tryk til et elektrisk signal forstærkes signalet i forstærkerblokken. Forstærkningen er nødvendig, da tryktransducerens spændingssignal er meget svagt og skal derfor forstærkes til en spænding, der er anvendelig til DAQ'en. Derudover skal signalet også filtreres i det indbyggede analoge filter, hvor signalet frasorteres frekvenser, der er højere end 50 Hz, da disse frekvenser er irelevante for blodtrykssignalet. Når signalet har passeret forstærker- og filterblokken, konverteres det i DAQ'en fra det analoge signal til et digitalt signal, hvorefter signalet kan vises grafisk på computer i den tilknyttede software.

Systemets software del er et program, der er udviklet til at vise blodtrykssignalet grafisk som funktion af tiden. Programmet er programmeret i Visual Studio C# og er udviklet til at være anvendelig i forskningssammenhænge. Brugergrænsefladen skal grafisk vise blodtrykssignalet kontinuert. Derudover skal forskeren have mulighed for at optage en bestemt optagelseslængde, og derefter gemme de målte data i en lokal database. Systemet er ligeledes opbygget til at kunne foretage en kalibrering af blodtrykssignalet. Når programmet starter, vises kalibrering-vinduet, hvor forskeren har mulighed for at indtaste de målte kalibreringsdata og derefter udføre kalibreringen, hvis dette ønskes. Hvis forsker ikke ønsker at kalibrere, skal kalibrering-vinduet blot lukkes, og hermed ses blodtrykssignalet grafisk i monitor-vinduet. Monitorvinduet giver forskeren mulighed for at optage samt gemme en bestemt sekvens af et blodtrykssignal. Derudover giver monitor-vinduet mulighed for at nulpunktjustere systemet. Programmet har ligeledes et digitalt filter, som giver forskeren mulighed for at filtrere blodtrykssignalet i selve programmet. Filteret er per default aktivt, men kan via radiobuttons deaktiveres og aktiveres efter forskerens ønske.

Krav 5

Projektbeskrivelse 6

- 6.1 Projektgennemførelse
- 6.2 Metode
- 6.3 Specifikation og analyse
- 6.4 Arkitektur
 - 6.4.1 Design
 - 6.4.2 Implementering og test af SW
 - 6.4.3 Implementering og test af HW
- 6.5 Resultater og diskussion
- 6.6 Opnåede erfaringer
- 6.7 Fremtidigt arbejde

Konklusion 7

Litteratur
