



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

7. 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 Blodtryk	5
3.2 Invasiv blodtryksmåling	7
3.3 Væskefyldt kateter	8
Kapitel 4 Systembeskrivelse	13
Kapitel 5 Krav	15
Kapitel 6 Projektbeskrivelse	17
6.1 Projektgennemførelse	17
6.2 Metode	17
6.3 Specifikation og analyse	17
6.4 Arkitektur	17
6.4.1 Design	17
6.4.2 Implementering og test af SW	17
6.4.3 Implementering og test af HW	17
6.5 Resultater og diskussion	17
6.6 Opnåede erfaringer	17
6.7 Fremtidigt arbejde	17
Kapitel 7 Konklusion	19
Litteratur	21

Indledning 1

Projektformulering 2

3.1 Blodtryk

Lungekredsløbet og det store kredsløb består begge af et lukket system af blodkar. Ud fra aorta udgår der arterier i det store kredsløb, der transporterer blod til organerne.

Aorta og arterierne i det store kredsløb udsættes for det højeste tryk. De mindste arterier kaldes arterioler, som forgrener sig til kapillærer. Udveksling af næringsstoffer, affaldsstoffer og luftarter mellem blodet og cellerne foregår mellem kapillærvæggen, hvilket er kredsløbets vigtigste opgave. Alle andre dele af kredsløbet sørger for, at der transporteres tilstrækkeligt blod til kapillærerne i de forskellige organer. Stofudvekslingen foregår tilstrækkeligt hurtigt, da afstanden mellem cellerne og de nærmeste kapillærer er meget lille. Kapillærerne forgrener sig til venoler, der samler sig i vener, som udmunder i hjertet. Venolerne og venerne transporterer blodet tilbage til hjertet samtidig med, at venerne er depot for blod.

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. Modstanden, der er mod en væskestrøm aftager med radius i fjerde potens. Dette betyder,

at hvis et kars diameter fordobles, bliver modstanden hele 16 gange mindre. 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 fra nul. Det arterielle blodtryk er det tryk, der er på de store arterier, som er ligeså højt som trykket på 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. Når blodet går fra hjertet til kapillærerne 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 kapillærerne er vigtig for stofudvekslingen, der sker gennem kapillærvæggene. Ved blodets vej tilbage fra kapillærerne til hjertet stiger strømningshastigheden igen, idet det samlede tværsnitsareal aftager.

Aorta og det store kredsløbs andre arterier har tykke vægge, og deres væv er meget elastisk. Deres store diameter gør, at blodstrømmen ikke modtager ret stor modstand fra arterierne, og trykfaldet langs arterierne er ligeledes ubetydelig. Derfor er arterierne gavnlige, når transporten af blod til organerne skal være hurtig og meget lidt energikrævende.

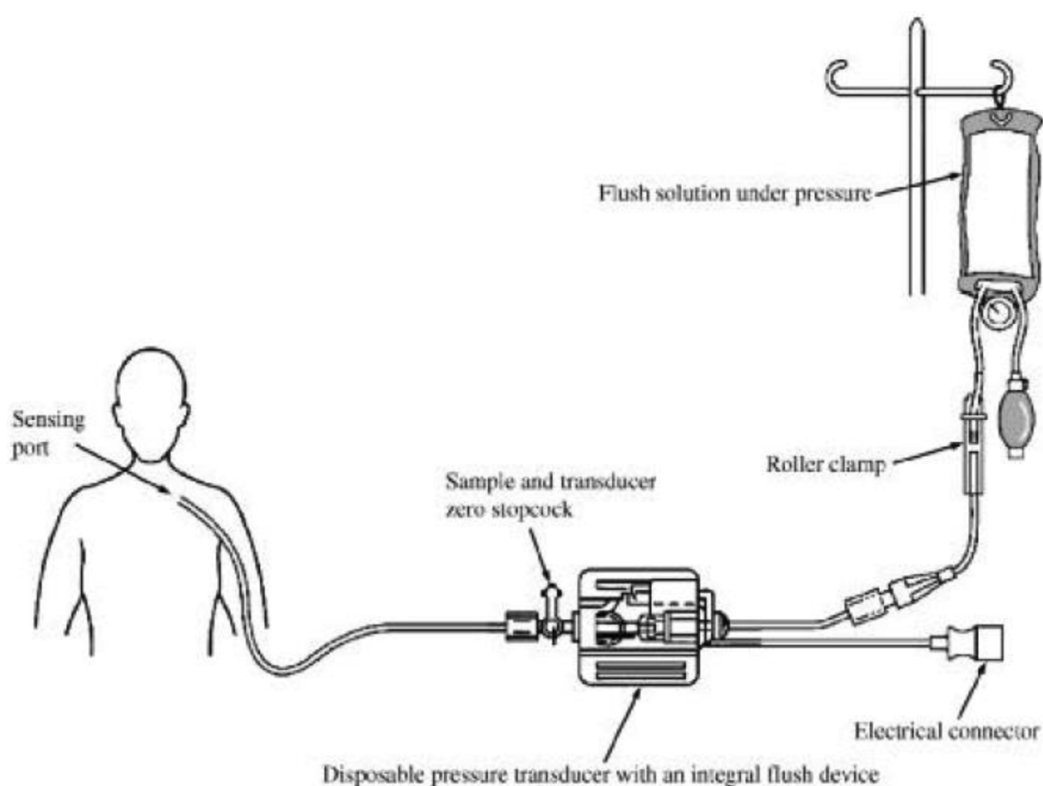
Blodmængden som en arterie modtager og den blodmængde, der sendes videre, ændres hele tiden. Trykket i aorta og de andre arterier stiger, og de elastiske fibre i karvæggen strækkes. Dette stræk kommer af den energi, som hjertet overfører til blodet. Når hjertet er i hvileposition, og arterierne dermed kun modtager lidt blod fra hjertet, trækker arterievæggene sig sammen passivt. Dette gør, at trykket i arterierne falder, og blodet kan forsat strømme videre i karsystemet, selvom der ikke pumpes blod ud af hjertet. Hjertet overfører altså en energi til arterievæggen, som bruges til at presse blodet videre i karsystemet.

De hurtige trykforandringer i aorta og arterierne skyldes hjertets kontraktions- (systole) og afslapningsfase (diastole). Når blodtrykket måles, bliver det angivet med to tal, som er henholdsvis det systoliske blodtryk og det diastoliske blodtryk. Det systoliske tryk er den kraft, der opstår, når der skabes et pres på arterierne ved sammentrækning af hjertet. Det diastoliske tryk er derimod det laveste tryk, som indikerer trykket, der findes i arterierne mellem hvert hjerteslag, når hjertet er i hvileposition og fyldes med blod fra de store vener. Ved hvile er det gennemsnitlige tryk, middeblodtrykket, tættere på det systoliske blodtryk end det diastoliske, da diastolen er længerevarende end systolen. Blodtryk måles almindeligvis i enheden mmHg, som er millimeter kviksølv. Dette gøres, da blodtrykket ofte måles med kviksølvmanometer.

3.2 Invasiv blodtryksmåling

Blodtryk kan måles på forskellige måder – både invasivt og non-invasivt. Ved non-invasive blodtryksmålinger bestemmes der en værdi for det systoliske- og diastoliskeblodtryk. Dette kan måles via den oscillometriske metode, via ultralyd samt den klassiske blodtryksmåling med manchete, stetoskop og kviksølvsmåner. Derudover findes der også den automatiserede teknik, der erstatter stetoskopet med en mikrofon.

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



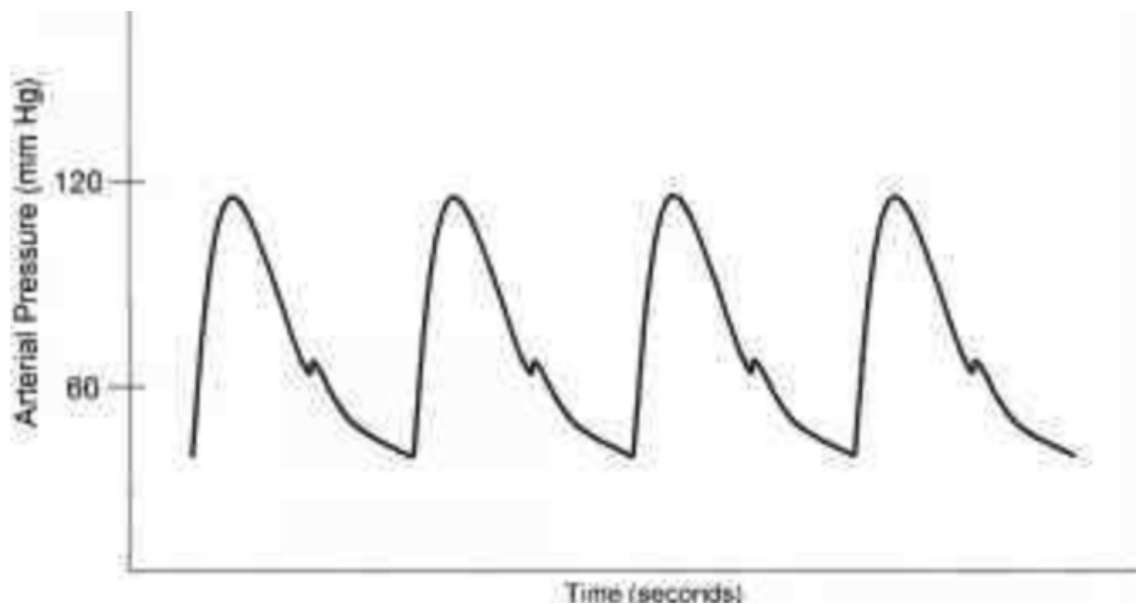
Figur 3.1: Måleopstilling

På Figur 3.1 ses måleopstillingen for den invasive blodtryksmåling.

Der føres et væskefyldt kateter ind i arterien. Trykposen på billedet er fyldt med natriumklorid og fungerer som en del af flushmekanismen. Trykket i posen pumpes op til over et systoliske tryk, som ligger mellem 180 til 300 mmHg. Slangen fra trykposen går ned til tryktransduceren og det automatiske flushsystem. Det automatiske flushsystem sidder ved strain gaugen og benyttes desuden til at fjerne bobler således, at en rigtig compliance opnås. Når det automatiske flushsystem startes, stiger trykket på monitoren. Når dette stoppes, er det udviklet således, at der altid går en dråbe vand ind i kateteret, der skal forhindre blodet i at strømme ud i kateteret. En ændring i arterieblodet medfører også en

ændring i kateteret, hvilket man kan se på trykmonitoren.

Tryktransducere indeholder en strain gauge, der måler trykvariationer. Variationerne forekommer, når der sker en forøgelse af inputtrykket i kateteret, som føres videre gennem kateteret og ud til diaphragm/membranen. Dette forårsager en ændring i membranen, hvorpå strain gaugen er fastsat. Strain gaugen transformerer trykændringen til et elektrisk signal, som videresendes til trykmonitoren. Trykmonitoren kan afbilde blodtrykket grafisk, som kan ses på nedenstående figur. Figuren er en afbildning af en invasiv blodtryksmåling, hvor man kan aflæse det diastoliske og systoliske tryk. Det diastoliske tryk svarer til minimumspunkterne, hvor toppunkterne svarer til det systoliske tryk.

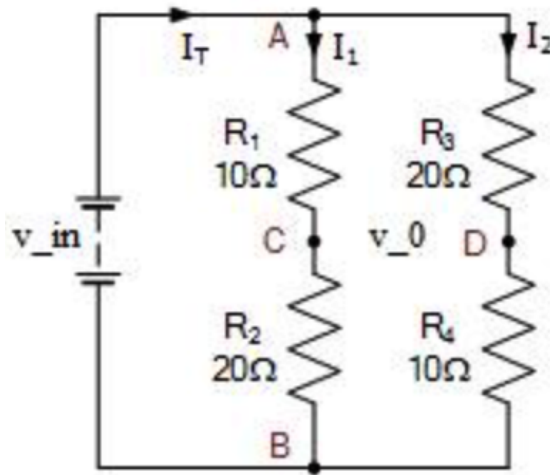


Figur 3.2: Grafisk afbildning af en invasiv blodtryksmåling

3.3 Væskefyldt kateter

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

For at kunne måle trykændringen skal compliance af diaphragm/membranen være markant større end compliance for selve kateterets materiale. Derudover må der ikke være bobler i væsken i kateteret, da dette vil medføre en stigning af compliance, så trykændringen ikke længere vil være reel.



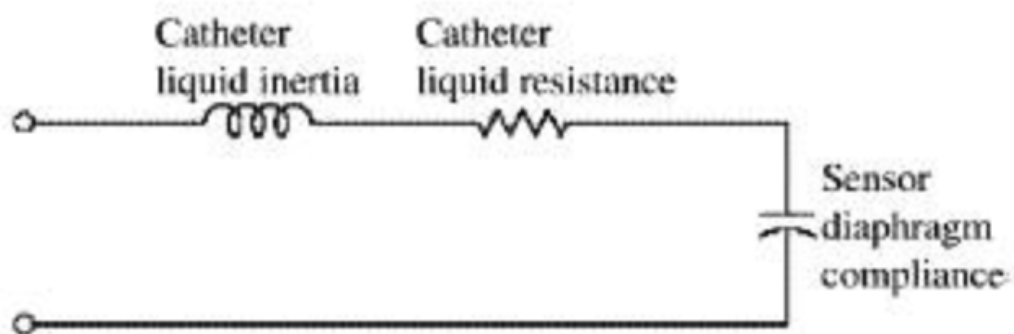
Figur 3.3: Wheatstone Bridge i ubalance

På baggrund af disse forskelle i compliance er det muligt for strain gaugen at måle selv de mindste trykændringer. Strain gaugen udgør Wheatstone broen. Når strain gaugen ændrer sig på grund af en trykændring, vil der ske en spændingsændring mellem de to punkter, C og D.

Outputtet bliver derfor ændret, og er ikke længere 0 V. Når denne spændingsændring sker, så går broen i ubalance, og man vil kunne beregne spændingsændringen. Det gøres ud ved formelen:

$$\frac{v_0}{v_{in}} = \frac{\Delta R}{R} \quad (3.3)$$

ΔR beskriver ændringen af modstanden(e). En Wheatstone Bridge benyttes derfor til beregne en modstandsændring ud fra forskellige spændingsfald over de to serieforbindelser, hvorved spændingen mellem C og D er forskellig.



Figur 3.4: Anden ordens lavpassystem

$$L = \frac{l \cdot p}{\pi \cdot r^2} \quad (3.4)$$

$$R = \frac{8 \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4} \quad (3.5)$$

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} = \frac{1}{E_d} \quad (3.6)$$

Ovenstående figur viser et anden ordens lavpassystem, der kan beskrives med følgende to overføringsfunktioner:

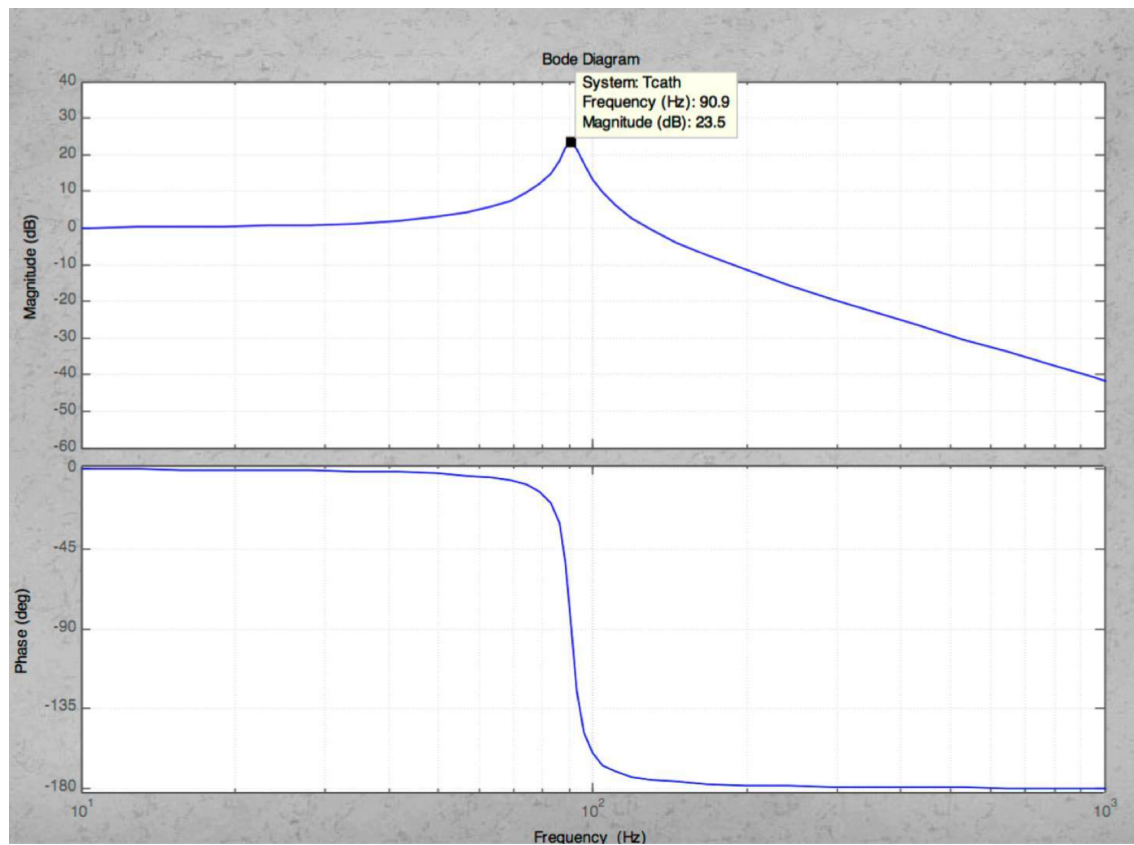
$$T(s) = \frac{Ks}{s^2 + 2 \cdot \zeta \cdot \omega_0 \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.7)$$

$$T(s) = \frac{k}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q} \cdot s + \omega_0^2} \quad (3.8)$$

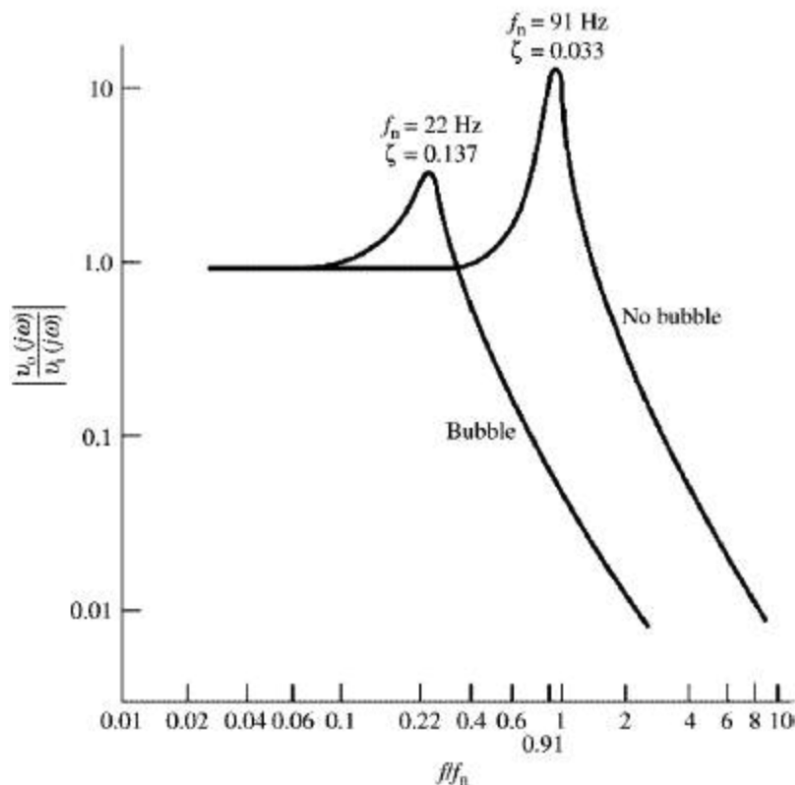
Ud fra disse overføringsfunktioner kan knækfrekvensen, f_0 og flowet, Q findes:

$$f_0 = \frac{r}{2} \cdot \sqrt{\frac{1}{l \cdot p \cdot \pi} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.9)$$

$$Q = \frac{r^3}{8 \cdot \mu} \cdot \sqrt{\frac{\rho \cdot \pi}{l} \cdot \frac{\Delta P}{\Delta V}} \quad (3.10)$$

*Figur 3.5: Bodeplot*

Det interessante ved ovenstående, er, at knæfrekvensen ligger på 90 Hz. Dette betyder, at systemet kan medtage frekvenser op til de 90 Hz, hvilket er mere end hvad systemet skal kunne klare ift. en blodtryksmåling, som sker ved omkring 50 Hz.



Figur 3.6: Diagram over knækfrekvensen og båndbredden 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 ovenstående figur, 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, da denne normalt ligger mellem 0 til 50 Hz. 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:

$$\zeta = \frac{1}{2 \cdot Q} \quad (3.11)$$

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

Systembeskrivelse 4

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
