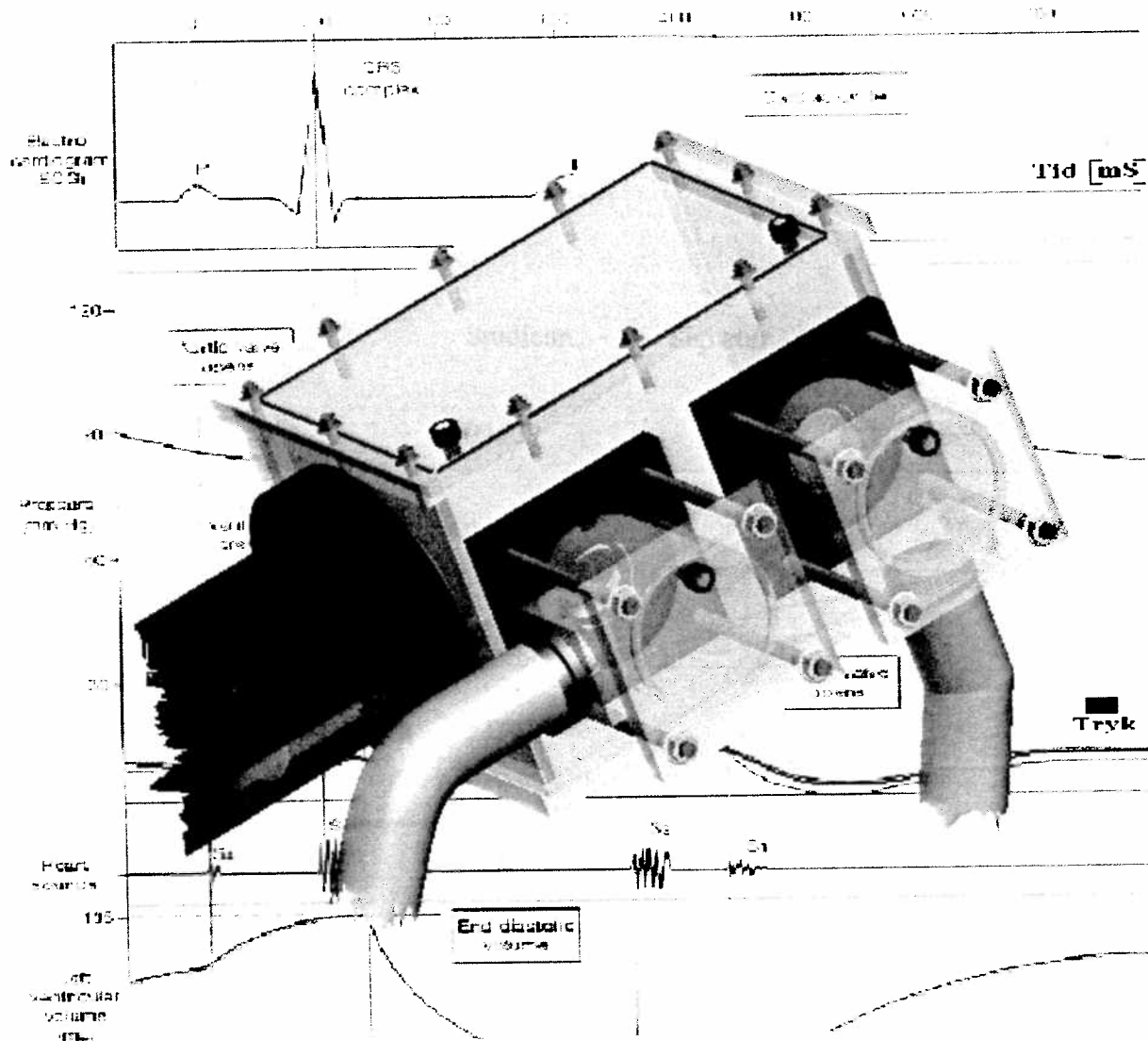




Cardiovascular flowloop



Resumé

Rapporten omhandler konstruktion af et testanlæg (flowloop) til kunstige hjerteklapper i mennesket, hvor der fokuseres specielt på korrekt flow og tryk omkring mitralklappen i hjertet. Der skal bl.a. kunne justeres på flowloopet for at kompensere for det menneskelige hjertes egenskaber. Sensorisk overvågning suppleret med ultralyd, er andre parametre flowloopet skal opfylde. Formålet er at opnå større viden indenfor mitralklappens egenskaber og gøre denne forskning tilgængelig i Danmark.

For at opnå dette tages der hensyn til den fysiologiske kompleksitet i menneskets hjerte. Viden er endvidere opnået ved at analysere kritisk på medicinske artikler, empiriske forsøg, og litteratur med autoritet fra ingeniørfaget.

Rapporten indeholder emner som hensynstagen til eftergivelighed i arterier, grundlæggende viden om hjertes fysiologi, de forskellige sammentrækninger i hjertet, beregningsmetoder, og materialeudvælgelse.

Der er opnået dokumentation ved at kombinere overstående metoder, og resultatet er færdige arbejdstegninger, brugermanual, specifikationer på komponenter. En færdig prototype er under opbygning.

Ud fra konstruktøernes synspunkt og erfaringsgrundlaget for at løse opgaven, konkluderes det at projektet er veludført. Dette er holdt op mod den research der er foretaget, inden konstruktive beslutninger er foretaget, hvilket er ensbetydende med et så solidt grundlag for beslutningerne som muligt.

Abstract

This report concerns the development of a test facility for artificial heart valves in the human body. In the report there will be focused on accurate flow and pressure around the mitral valve in the heart. The flow loop has to be adjustable so it can compensate for the human heart's properties. Sensoric measurements or monitoring combined with Doppler ultrasound are other parameters the flow loop has to fulfil. The purpose of the project is to increase the knowledge concerning the mitral valves properties, and make this form of research accessible in Denmark.

To achieve this, the physiologic complexity in the human heart is taken under great consideration. The knowledge concerning this is achieved by critical analysing scientific articles, empirical testing and literature with authority from the engineering branch.

The report contains subjects such as compliance in arteries, basic knowledge concerning the hearts physiology, the different contractions of the heart, mathematical methods and material selection.

Documentation has been achieved by combining the measured foregoing methods and the result is production drawings, user manual, specifications on components. The prototype is on the assembly table.

From the constructors' point of view and size of experience in solving the project the conclusion is that the project is satisfactory fulfilled. This is held up against the research done before making any solutions on construction. This is seen to be equivalent to a solid foundation for making these decisions.

Forord

Forordet er skrevet til denne rapport på grund af rapportens specielle tilblivelse og omstændigheder. Med specielle omstændigheder menes, at vi som gruppe ikke havde ordentlige forudsætninger for at overskue omfanget af at skrive et projekt der kombinerer den medicinske verden med maskiningeniørens verden. Det var alligevel et af de mest tiltrækkende elementer ved dette projekt, og med erfaringer fra tidligere projekter, er disse brugt efter bedste overbevisning, sideløbende med tilføjelse af ny viden indenfor den medicinske branche, til at give svar på opgaven. Som vi ser det, så er det kombinationen af de to fagområder, der gør det svært at forholde sig til. Dette skal ses i relation til hvor mange år maskiningeniøren har opereret indenfor dette felt, da forskningsmetoder der tilegner sig den viden, vi har lært i løbet af studiet, er af nyere tid. Derfor er der ikke endegyldigt matematisk viden indenfor dette område^(V10).

Et nyt element, som der har krævet opmærksomhed er LabView fra National Instruments. I den forbindelse vil vi gerne takke Lars Sørensen for hjælp til bedre indsigt i dette program og programmering af softwaren i form af styringen og dataopsamlingen.

Indholdsfortegnelse

Indledning	8
1 Problemformulering	11
1.1 Generelt	11
1.2 Behov og målgruppe	12
1.3 Afgrænsning af opgaven	12
1.4 Krav	13
1.4.1 Primære krav	13
1.4.2 Sekundære krav	13
1.5 Færdiggørelsesniveau	14
1.6 Tidsplan	14
2 Baggrundsafsnit om kredsløbet	15
2.1 Kredsløbet	15
2.2 Hjertet	17
2.3 Blodet	21
3 Problemanalyse	22
3.1 Problemanalyse	22
3.2 Relevante instrumenter til målinger af systemet	24
3.2.1 Instrumenter til forsøg	25
3.2.2 Styrings- og dataopsamlingsinstrumenter	26
4 Pumpe	28
4.1 Generel beskrivelse	28
4.2 Data for hjertet som pumpe	31
4.3 Idegenerering	33
4.3.1 Pneumatiske løsningsforslag	33
4.3.1.1 Idé 1: Magnetventiler og blæreenhed	34
4.3.1.2 Idé 2: Trykluftdrevet membranpumpe	36
4.3.1.3 Idé 3: Pneumatisk cylinder	38
4.3.2 Øvrige mekaniske løsningsforslag	39
4.3.2.1 Ide 4: Centrifugalpumpe	39
4.3.2.2 Ide 5: Doseringspumpe	40
4.3.2.3 Idé 6: Superpumpe	41
4.4 Udvalgelse og udvælgelseskriterier	44
4.4.1 Valgt pumpeløsning: Superpumpen	47
5 Materialer	48
5.1 Generelt	48
Primære krav	48
5.2 Præcisering af kriterier	49
5.3 Materialeudvælgelsesskema	52
5.4 Konklusion	53
6 Samlingsmetoder	54
6.1 Præcisering af parametre	54
6.2 Beskrivelse af udvalgte samlemetoder	56
6.2.1 Boltsamlingen med rustfri stål bolte	56
6.2.2 Limsamling	57

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling

Efterår 2006

6.2.3	Plastsvejsning.....	59
6.2.4	Sprøjtestøbning	60
6.2.5	Selvholdende konstruktion med snaplås	62
6.2.6	Standardkabinetter	64
6.3	Konklusion på samlemetoder.....	64
6.4	Konstruktion med limning	67
6.5	Limtype	69
6.6	Konklusion på udførelse af limning.....	69
7	Venstre atrium.....	70
7.1	Generel beskrivelse	70
7.2	Idé generering	71
7.2.1	Idé 1: Højdereservoir	71
7.2.2	Idé 2: Stort reservoir	72
7.2.3	Idé 3: Regulérbar højde.....	73
7.2.4	Idé 4: Flere højdereservoirs	74
7.2.5	Idé 5: Pumpe	75
7.3	Idé udvælgelse	76
7.3.1	Kriterier specifikation	77
7.3.2	Idé udvælgelse	78
7.4	Konklusion.....	78
8	Mitralklap montering	79
8.1	Kunstig mitralklap	79
8.2	Organisk mitralklap	79
8.3	Konklusion.....	79
9	Venstre ventrikel.....	80
9.1	Generel beskrivelse	80
9.2	Idé generering	82
9.2.1	Idé 1: Cylindrisk	82
9.2.2	Idé 2: Trekant.....	83
9.2.3	Idé 3: Firkant.....	84
9.3	Idé udvælgelse	85
9.3.1	Udvælgelseskriterier	86
9.4	Strømning og tryk	87
9.4.1	Strømningsresultater	87
9.4.2	Trykresultater.....	88
9.5	Konklusion.....	89
9.6	CFD Simulering.....	90
9.6.1	Programmet CF-Design	91
9.6.2	Delkonklusion CFD simulering	92
9.7	Idé udvælgelse	93
9.8	Konklusion.....	93
10	Aorta og arteriesystemet	94
10.1	Beskrivelse af aortas egenskaber	94
10.2	Udvælgelse af komponenter til in vitro model	96
10.3	Modtrykket i aorta/arterierne	96
10.3.1	Manuel justerbar trykventil.....	97
10.3.2	Elektrisk justerbar trykventil.....	97

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006

10.3.3	Højdetryk	97
10.4	Udvælgelse af modtryksmetode.....	98
10.5	Valg af trykventil	99
10.6	Compliance i aorta/arterierne.....	100
10.6.1	Ide 1. Cylindrisk modtrykskammer	101
10.6.2	Ide 2. Luftkammer med stempel og modtryk	102
10.6.3	Ide 3. Fjederbelastet modtryk	103
10.6.4	Ide 4. To kammers trykregulering	104
10.6.5	Ide 5. Eftergivelige rør.....	105
10.6.6	Ide 6. Stempelløst luftkammer som modtryk.....	106
10.7	Udvælgelse af compliance princip.....	107
11	Dimensionering af flowloopets komponenter.....	108
11.1	Mitralklappens monteringsplade.....	108
11.2	Atriet	109
11.3	Ventriklen	112
11.4	Aorta	115
11.4.1	Dimension af komponenter til aorta	115
11.4.2	Design og beregning af compliance enheden.	115
11.4.3	Dimensionering af aortas samling med venstre ventrikel.....	117
12	Opstilling	118
12.1	Føring mellem komponenterne i flowloopet	118
12.2	Studser til komponenter	118
12.3	Specielle fikseringsløsninger til måleinstrumenter	119
12.4	Skitse af den samlede opstilling.....	120
13	Styring og dataopsamling	121
13.1	Programmering af styring og dataopsamling af flowloop	124
14	Betjening.....	127
15	Metode og metodekritik.....	128
15.1	Valg af metode og empiri	129
15.2	Diskussion af metode.....	130
16	Konklusion.....	131
17	Forbedringer.....	133
18	Kildehenvisning	135
19	Liste over videnskabelige artikler (A)	136
20	Litteraturliste (L).....	137
21	Liste over standarder (S).....	138
22	Virksomheder (V)	139
23	Tegningsnummersystem	141
24	Tegningsoversigt.....	142
25	Bilagsliste.....	143

Indledning

Denne rapport omhandler simuleringen af menneskets venstre hjertehalvdel og er udført som et sjette semesters projekt på Ingeniør Højskolen i Aarhus. Simulering af dette system kaldes også for et flowloop^(A5,328). Flowloopet skal konstrueres i forbindelse med tests af kunstige hjerteklapper til mennesket med specielt henblik på mitralhjerteklappen.

Fagligt er projektet ubelyst på visse områder, men i forhold til andre faglige perspektiver henvender det sig konkret til maskiningeniøren. Det ubelyste medicinske område gør projektet spændende, og i sammenspil med det ingeniørmæssige giver det ligeledes anledning til forbedring af faglige kvalifikationer.

Baggrunden for projektet, kommer fra opgavestiller Morten Ølgaard Jensen. Morten Jensen er forsker ved Skejby Sygehus med sideløbende forskning på Ingeniørhøjskolen i Aarhus.

Morten Jensen har tidligere arbejdet med flowloops i Georgia USA, men tilsvarende flowloops findes ikke i Danmark. Derfor er der ønske om at konstruere tilsvarende flowloop, dog med forbedringer i form af styringsprogram og justeringsmetoder. Dette er ligeledes for at gøre forskningsmulighederne i Danmark bedre indenfor dette felt.

For at løse opgaven skal der fokuseres på hjertes fysiologi og dermed dets virkemåde. Ved test af de kunstige hjerteklapper skal der være mulighed for at udføre målinger specielt omkring hjerteklapperne, og systemet skal kunne reguleres, så der kan simuleres forskellige forhold, da menneskets egenskaber er meget forskellige, bl.a. hvad angår alder, træning og ernæring. Dette skal omsættes til de ingeniørmæssige værktøjer for at konstruere flowloopet, hvor der rejser sig spørgsmål om hjertes virkelige geometri i forhold til trykket/flowet omkring hjerteklapperne. Korrekt tryk/flow omkring hjerteklapperne er det primære kriterium, ligeledes at kunne samle data ind i form af bl.a. sensorer og ultralyd, og derfor skal der findes en ideel løsning mellem disse faktorer.

Som metode og teori skal der bl.a. søges på videnskabelige artikler og empiriske forsøg. Ligeledes litteratur indenfor fluidmekanik, styrkeberegninger og materialer vil blive anvendt. De sidstnævnte kan også ses som de ingeniørmæssige værktøjer. Dette uddybes i kapitel 15, og kan med god grund læses efter indledningen, for at give en bedre forståelse af gruppens arbejdsmetoder.

En gennemgående metode til udvælgelse af løsninger i de forskellige kapitler er brugen af matrix-pointskemaer. Skemaet er sat sammen sådan at hvert kriterium har en vægtningsværdi, som er set i forhold til hvor vigtig det er for konstruktion og anvendelse i dette specifikke område. Pointskalaen varierer fra 1-5, hvor 5 er maximalt og ensbetydende med det bedste. Point ganges med vægtningsfaktor. Eksempelvis giver en vægtning på 3 og en pointtildeling på 5, 15 point i alt for det pågældende kriterium. Skemaet skal bruges som en hjælp til videre revidering, da det kan være svært at overskue alle parametre uden dette.

Baggrunden bag opbygningen af rapporten skulle gerne guide læseren igennem rapporten uden at der opstår huller i forståelsen. F.eks. er kapitel 2 placeret i starten af rapporten. Kapitlet der omhandler hjertes grundlæggende fysiologi med kliniske ord, skulle gerne give læseren indsigt i, hvad de forskellige dele på hjertet benævnes. Sammenholdt med hjælp fra kapitel 2, vil der ved hvert hovedområde være uddybende fysiologi om f.eks. aorta, atrium og venstre ventrikel. Ved at få opsummeringen ved hvert hovedområde, skulle der ikke opstå tvivl om kliniske benævnelser.

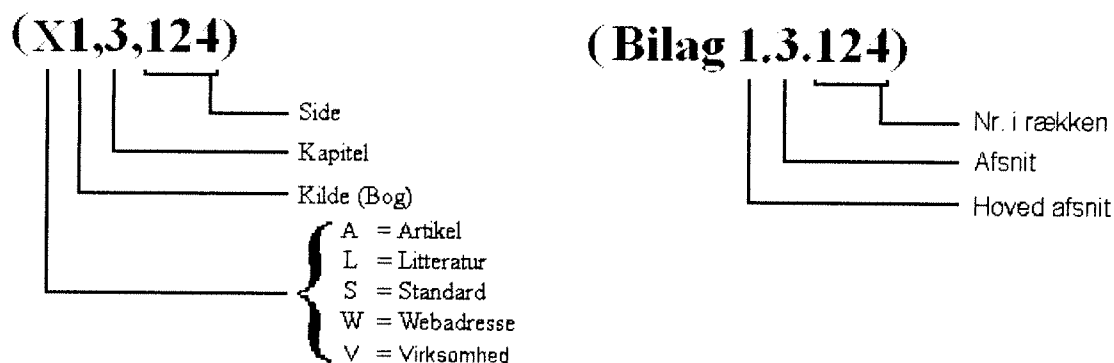
Der er inkluderet meget idegenerering i selve rapporten, og dette validerer grundigheden i projektet. Ved at skelne med løsningerne i idegenereringerne ses det at visse løsninger er beskrevet detaljeret i forhold til andre løsninger. Dette er en induktion af at der er håndteret flere emner omkring mulige løsninger, såsom selve konstruktionen men også beregningsgrundlag fra starten af idegenereringen. Ved at benytte denne metode fremkommer der ikke ubehagelige overraskelser ved at have fastbesluttet sig på en given løsning og det senere viser sig ikke at holde beregningsmæssigt.

Vedlagt rapporten er en CD-rom med alle rapportdokumenter på inkl. programmet i LabView til styring, visning og logning af data til flowloopets forsøgsopstilling.

Bilagsmappe er indbundet med spiralryggen modsat rapporten, hvilket gør det lettere at sammenholde den pågældende rapportside med det / de tilhørende bilag.

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006

I teksten er henvist til kilder med et bogstav og samt tre tal opdelt med komma. Disse tal står for kilde, kapitel og side. Dette system er forklaret i Figur 1. Bogstavet i henvisningen står for artikel ^(A), litteratur ^(L), internet ^(W), korrespondance med virksomhed ^(V) eller diverse normer og standarder ^(S). Henvisning til bilag gøres tilsvarende, dog med teksten bilag efterfulgt af bilagsnummer ^(Bilag).



Figur 1: Kildehenvisning.

1 Problemformulering

For udarbejdelse af projektet er der udspecificeret en problemformulering i overensstemmelse med sparringspartnerens ønsker og behov.

1.1 Generelt

Projektet omhandler konstruktion af en fysisk model, som skal simulere venstre hjertehalvdel til brug i forskningsarbejde. Modellen skal bruges til test og analyse af flow over forskellige kunstige og reparerede mitralklapper. Mitralklappen er den hjerteklap, som forbinder venstre forkammer, atrium, med venstre hjertekammer, ventriklen. Det latinske navn for disse hjerteklapper er valvomitralis. I dag findes der en model af venstre hjertehalvdel til forskningsbrug i Georgia, USA på Georgia Institute of Technology Biomedical Engineering. Ved Ingeniørhøjskolen i Aarhus (IHA), helt specifikt afdelingen for Biomedicinsk Teknik, og Forskningsafsnittet ved Hjerte-lunge-karkirurgisk afdeling ved Skejby Sygehus forskes der meget i udformning og optimering af den kunstige mitralklap samt støtte og reparation af eksisterende, men beskadigede valvomitralis. Dette medfører stor rejseaktivitet til Georgia USA for studerende og forskere for at teste og eftervise deres teorier. Resultatet med dette projekt, dvs. modellen af den venstre hjertehalvdel, vil fremme dansk forskningsarbejde i forbindelse med valvomitralis. Ved at lave en model opbygget på samme principper som i Georgia USA vil det være muligt at inkorporere flere testparametre samt skabe mere naturtro flow over mitralklapperne. Med en sådan model lokalt ved danske forskere, helt præcist ved Cardiovascular Fluid Mechanics laboratoriet på IHA, kan disse foretage deres researchs og tests i Danmark uafhængigt af instituttet i Georgia og på den måde reducere økonomiske og tidsmæssige omkostninger i deres arbejde.

1.2 Behov og målgruppe

Behovet for dette projekt udspringer af forskningsarbejde. Først og fremmest er der et behov for mere og bedre udstyr i Cardiovascular Fluid Mechanics laboratoriet ved Ingeniørhøjskolen i Aarhus (IHA) til brug i forskning af kunstige mitralhjerterklapper. Udstyret, som findes i Georgia Institute of Technology Biomedical Engineering, ønskes forbedret, for at lette forskningen, give bedre resultater, og større fleksibilitet i form af flere justeringsmuligheder. Den primære målgruppe for projektet er forskerne ved afdelingen for Biomedicinsk Teknik ved IHA og Forskningsafsnittet ved Hjerte-lunge-karkirurgisk afdeling Skejby Sygehus. Behovet for forskningsarbejde med kunstige mitralklapper skyldes hjertepatienter, som i dag får opereret en ny kunstig mitralklap ind i hjertet som ikke understøtter og samarbejder tilstrækkeligt med hjertemuskulaturen, hvorfor disse udbedringer med tiden medfører en forringelse af patientens hjerte. Hjertepatienter vil på sigt kunne profitere af forskningsarbejdet i form af bedre hjertefysik.

1.3 Afgrænsning af opgaven

I arbejdet med dette projekt vil der fokuseres på den maskintekniske løsning af flowloopet. Derfor vil der ikke blive gået i detaljer med styring, databehandling og programmering heraf. Der vil blive trukket på kompetencer inden for dette område i et vist omfang til løsning af projektet.

Der vil i udvikling af flowloop blive taget højde for fysiske og konstruktionsmæssige krav stillet af behovet for visuelle observationer af mitralklappen. Her forberedes til mulighed for gode kameravinkler og mulighed for ultralydsscanning, dog uden at designe eller producere speciel fiksture til de pågældende instrumenter.

Da dette ikke er et decideret produktionsprojekt har vi valgt ikke at fokusere på økonomien i så høj grad. Der vil stadig tages hensyn til det økonomiske aspekt, men fokus for projektet ligger i kvalitet og funktion og ikke i at finde den billigste løsning.

1.4 Krav

Der er opsat nogle krav for udarbejdelsen af en model af venstre hjertehalvdel. Disse krav er gennemgået i følgende afsnit.

1.4.1 Primære krav

- Flow over mitralklappen skal ligne det menneskelige hjertes.
- Flowfrekvensen i den venstre hjertemodel skal ligne den menneskelige hjerterytme.
- Adgang til venstre hjertekammer skal være mulig af hensyn til at kunne filme og lave nødvendige målinger.
- Endefladerne i det venstre hjertekammer i modellen skal være konstrueret i transparent materiale.
- Systemet skal have eftergivelse og modtryk svarende til kredsløbet i den menneskelige krop.
- Mulighed for ændring af eftergivelse og modtryk, som simulering af resten af kroppen, lungerne og højre hjertehalvdel.
- Konstant simuleret lungetryk på 15 mmHg.

1.4.2 Sekundære krav

- Atriet og ventriklen udformes så der opstår mindst mulig koagulering.
- Modulopbygget for at muliggøre test af forskellige typer
 - Mitralhjerteklapper
 - Muscula Papillaris, muskelstreng, hvis formål er at støtte mitralklappen
- Det venstre hjertekammer i modellen kan være konstrueret i transparent materiale.
- Automatisk regulering af eftergivelse og modtryk, som simulering af resten af kroppen, lungerne og højre hjertehalvdel.
- Så vidt muligt opnå naturlige strømninger i modellens kamre svarende til menneskets hjerte.
- Så vidt muligt opfylde flow-forhold for vilkårlige aktivitetsniveauer af menneskets hjerte, for at være mest muligt fleksibel i forhold til fremtidens forskning på området.
- Justerbart lungetryk der kan tilpasses vilkårlige aktivitetsniveauer.
- Levetid på minimum 1000 driftstimer.

1.5 Færdiggørelsesniveau

Arbejdstegninger vil foreligge på det færdige flowloop, der simulerer venstre hjertehalvdel. Funktionsmodellen vil, hvis tid og ressourcer tillader det, blive udarbejdet og testet.

1.6 Tidsplan

Tidsplanen er vedlagt som bilag. Den er fulgt op med en reel tidsplan der er udarbejdet løbende ^(Bilag 1.6.1).

3 Problemanalyse

3.1 Problemanalyse

Projektet har fra starten stillet store krav til litteratur- og informationssøgning indenfor andet end det gængse fagområde for ingeniøren. Vi har startet med at sætte os ind i kroppens kredsløb og hjertets fysik, formål og funktion. Med denne viden fra diverse lærebøger og forskellige medicinske og fysiologiske fagbøger samt videnskabelige artikler er vi klar med projektets første store spørgsmål:

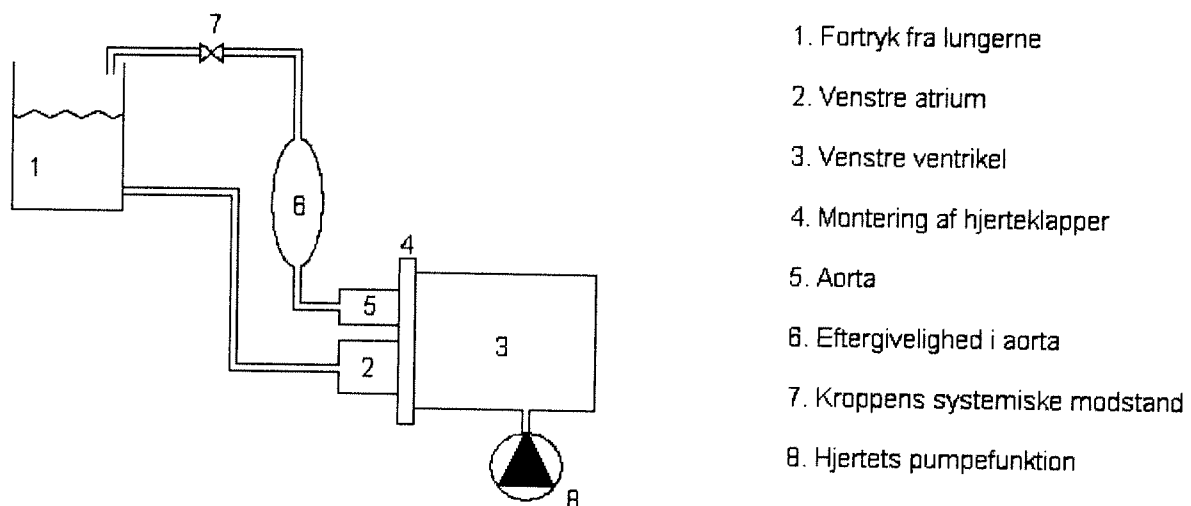
1. Hvorledes skal denne in vitro model af venstre hjertehalvdel opbygges?
2. Hvor meget og hvor præcist kan vi efterkomme at simulere af hjertets konstruktion, materiale, dynamiske funktion og eftergivelse?
3. Kort sagt, hvor tro skal projektet være mod det menneskelige hjertes og kredsløbets fysiologi?
 - a. Skal atrie og ventrikel være eftergivelige og simulere kontraktionen mest muligt, foruden eftergivelsen i aorta?
 - b. Er der behov for en model opbygget af transparente faste kabinetter hvor flow og tryk simuleres så korrekt som overhovedet muligt, samtidig med at eftergivelsen blot simuleres for aorta efter venstre ventrikel?

Vi erfarede som mange andre forskningsprojekter af denne eller lignende art at for at gøre forskning og synlighed af hjerteklapperne, særligt mitralklappen, mulig ligger løsningen indenfor sidstnævnte punkt, 3.b. Det betyder, at venstre atrium og ventrikel laves som hardbokse i et transparent materiale. De skal være opbygget på en sådan måde, at flow- og trykforhold skabes bedst muligt som i det menneskelige hjerte samtidig med, at der fokuseres på observations-muligheder og nødvendige målinger i forskningens øjemed. Desuden er det vigtigt, at der i systemet efter venstre ventrikel indbygges en enhed for at simulere aortas eftergivelse samt en modstand, som erstatning for kroppens systemiske modstand i kredsløbet.

De dele som denne in vitro model af hjertets flowloop består af, er som følger, se Figur 7:

1. Fortryk fra lungerne
2. Venstre atrium, forkammeret

3. Venstre ventrikel, hjertekammeret
4. Montering af hjerteklapper: mitralklappen og aortaklappen
5. Aorta, udløb fra ventriklen
6. Eftergivelighed
7. Modstand for at erstatte kroppens systemiske modstand
8. Pumpeenhed, for at skabe pulserende flow
9. Diverse instrumentering og udstyr, jfr. afsnit 3.2 og Figur 8 i omtalte afsnit, til målinger og observationer til forskning af primært mitralklappen.



Figur 7: Overblik over komponenter i in vitro-modellen for at simulere flowloopet for venstre hjertehalvdel.

3.2 Relevante instrumenter til målinger af systemet

Ved samtale med opgavestilleren opstilles et overblik over hvilke instrumenter/funktioner der skal bruges til styring og data logning af de ønskede måle parametre i flowloopet.

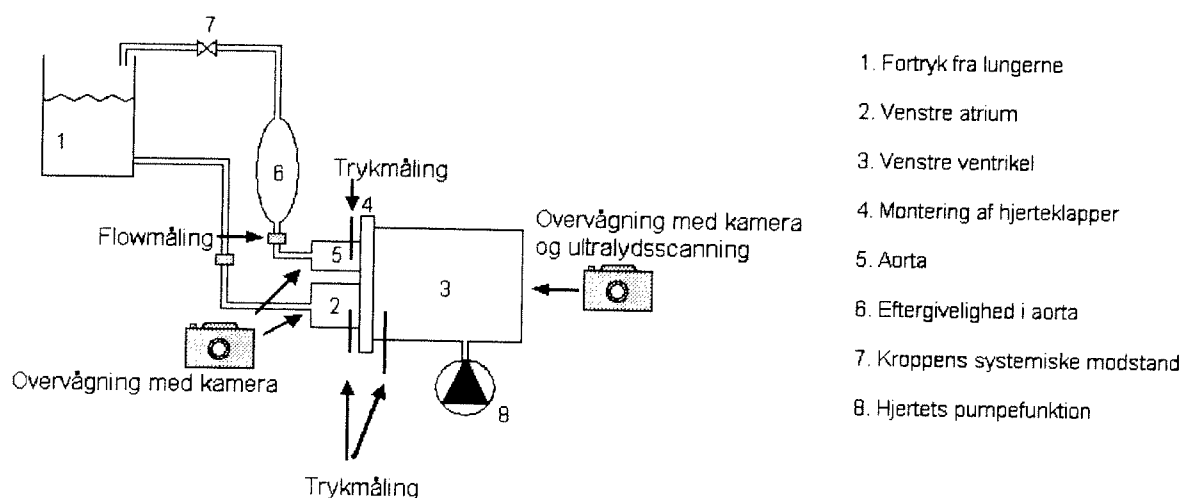
Instrumentering til dette flowloop kan deles i to kategorier.

3.2.1 Instrumenter til forsøg

De instrumenter der til forsøget kan kobles til styringssystemet så der kan genereres simultane log af data.

3.2.2 Styrings- og dataopsamlingsinstrumenter

De instrumenter, der har en dobbeltfunktion. Dvs. både fungerer til at kalibrere systemet samtidig med at de bruges til at logge data.



Figur 8: Principiel oversigt over instrumenter i flowloopet.

3.2.1 Instrumenter til forsøg

Instrumenter til forsøgsopstillingen der kun vil blive brugt til registrering og monitorering, mens det relevante forsøg kører. Nedenfor er nævnt nogle af de funktioner, der vil være relevante til observation af hjerteklappers funktion.

High-speed kamera

Flere kameravinkler til overvågning af mitralklappen vil det være ønskeligt med både en vinkel gennem atrium (proximal vinkel) og gennem ventrikelkammeret (distal vinkel). I visse tilfælde vil det være ønskværdigt at have frie vinkler fra siden af kammeret.

Ultralydsscannere

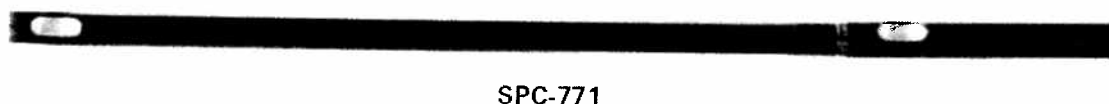
Ultralydsscannere præsenterer ikke de store krav til opbygningen af systemet. Det eneste der er relevant er at der er frie vinkler for scanning når hjerteklapperne arbejder. Transducere vil blive placeret vinkelret på den hjerteklap der ønskes undersøgt, med en maksimal afstand til klappen på 150 mm.

3.2.2 Styrings- og dataopsamlingsinstrumenter

Styrings- og dataopsamlingsinstrumenter bruges i første omgang til at kontrollere om de ønskede forsøgsforhold er opnået, hvilket i dette tilfælde er tryk og flow. Til at udføre disse to målinger bruges udstyr, der allerede er tilgængeligt i Medico-laboratoriet.

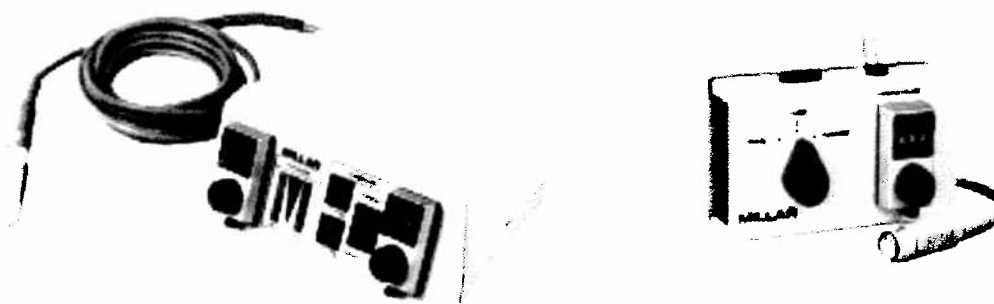
Trykmåling

Måling af tryk vil blive udført med tryksensor-katetre fra firmaet Millar Instruments ^(W3), se Figur 9. Millars produkter er valgt fordi de i vidt omfang bruges ved forsøg og målinger på mennesker, hvorved data direkte vil kunne anvendes i denne simuleringsmodel.



Figur 9 Mikro tip pressure catheters fra Millar Instruments ^(W3).

Til at opsamle de målte data bruges Millar Instruments Pressure Control Unit TC-510 eller PCU-2000, Figur 10.



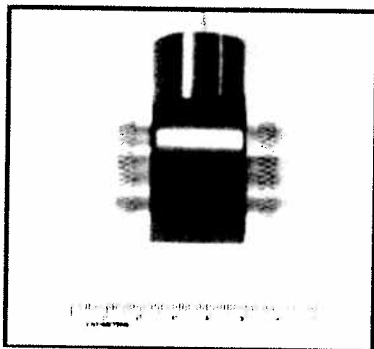
Figur 10 Pressure control units fra Millar Instruments ^(W3).

Relevante mål og data for opbygningen af flowloopet.

- Målenøjagtighed på ± 1 mmHg eller 1 %, hvis dette er højere end 1 mmHg.
- Har kalibreringsfunktion på 100 mmHg.
- Ydre diameter 1,67 mm (5 french) eller 2,3 mm (7 french).

Flowmåling

Måling af flow vil blive udført ved hjælp af udstyr fra Carolina Medical ^(W4). Systemet fra Carolina Medical består af en flow probe, Figur 12, samt en signalforstærker, Figur 11. Systemets målinger er baseret på den strømning, der passerer elektromagnetfeltet, og repræsenterer derved en middelflow-profil over gennemstrømningsarealet.



Figur 12 Carolina medical probe^(W4).



Figur 11 Elektromagnetisk signalforstærker FM501 ^(W4).

Relevante mål og data for opbygningen af flowloopet:

- Nøjagtighed ved kalibrering ± 5 % efter opvarmning i 30 min.
- Nøjagtighed af probemålinger ± 2 %.
- Probens indre diameter 27,8 mm.
- Probens ydre diameter 53,1 mm.
- Probens bredde 22,3 mm.

4 Pumpe

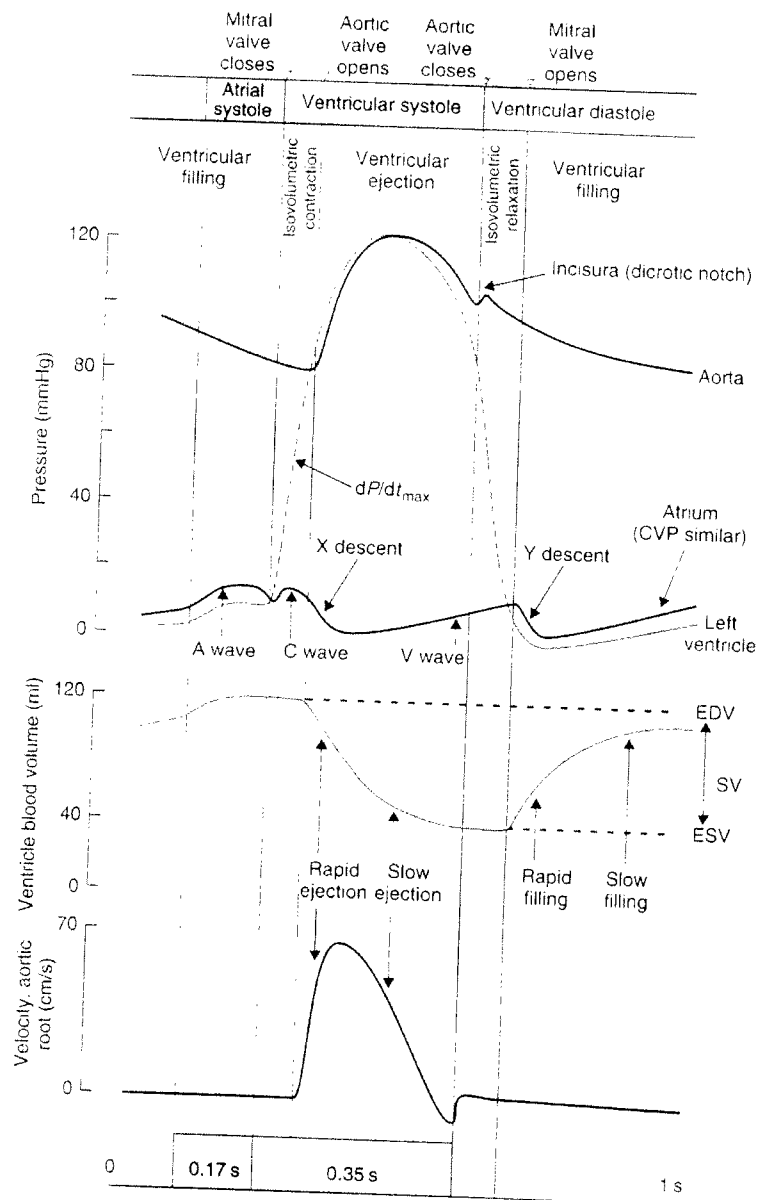
4.1 *Generel beskrivelse*

Hjertet er opbygget af to pumper, nemlig højre og venstre hjertehalvdel, som er forbundet i serie. Hjertet består af 4 kamre fordelt i de to hjertehalvdele. Hver hjertehalvdel består af et atrie, også kaldet forkammer, og en ventrikel, dvs. hjertekammeret. Venstre hjertehalvdel, som er fokus for projektet, skal levere et højt tryk, ca. 100 mmHg, for at kunne sikre cirkulation af blod igennem hele kroppen, dvs. i det systemiske kredsløb. Højre hjertehalvdel skal sørge for at blodet bliver presset i lungerne, og leverer derfor et langt mindre tryk på ca. 15 mmHg. Kamrene adskilles fra hinanden vha. hjerteklapper, som virker som kontraventiler. I venstre del er det mitralklappen, som adskiller atrie og ventrikel. Aorta og venstre ventrikel adskilles med aortaklappen.

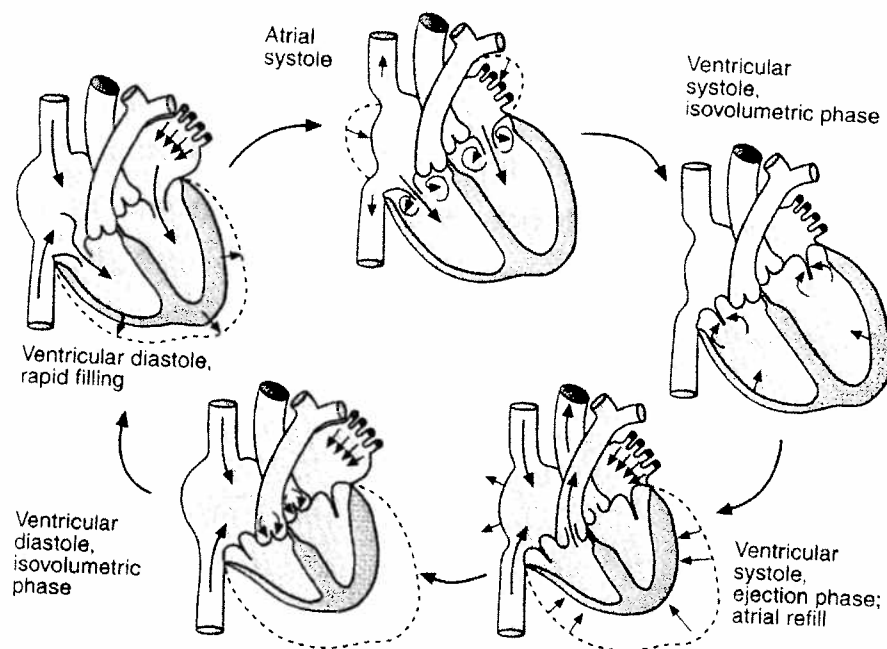
Selve hjertets cyklus består af to perioder: Diastolen, dvs. afslapningsperioden, og systolen, hvor hjertemuskulaturen kontraherer og betegnes derfor også kontraktionsfasen. En detaljeret gennemgang af en hjertecyklus fremgår af afsnittet 2.2 Hjertet. Se også kurveforløb for en hjertecyklus, Figur 13, samt hjertets bevægelser og blodets flowretninger inden for en cyklus, Figur 14.

I store trak tilføres venstre atrie under afslapningsfasen blod på grund af det større blodtryk i lungesystemet. Blodtrykket i lungesystemet leveres af højre hjertehalvdel. Når atrietrykket overstiger trykket i ventriklen sker den passive fyldning af ventriklen. En sammentrækning af atrium pumper en sidste mængde blod ind i venstre ventrikel, for at sikre ekstra fyldning af kammeret. Denne aktive fyldning, som atrium sikrer, har ikke så stor betydning ved hvile og let aktivitet, idet de resterende ca. 30 % af blod fyldes ind i ventriklen ved denne aktivitet. Ved højere aktivitetsniveau får atriesammentrækningen mere og mere betydning for størrelsen af ventrikelfyldning, idet diastolen afkortes relativt mere end systolen jf. Figur 15. Herefter kontraherer ventriklen og blodtrykket heri overstiger atriet, medførende at mitralklappen lukkes, og blodtrykket i aorta, hvorfor blodet pumpes ud i aorta. Herefter afslappes hjertemuskulaturen, hvorefter blodtrykket i aorta overstiger ventrikeltrykket, således aortaklappen lukker.

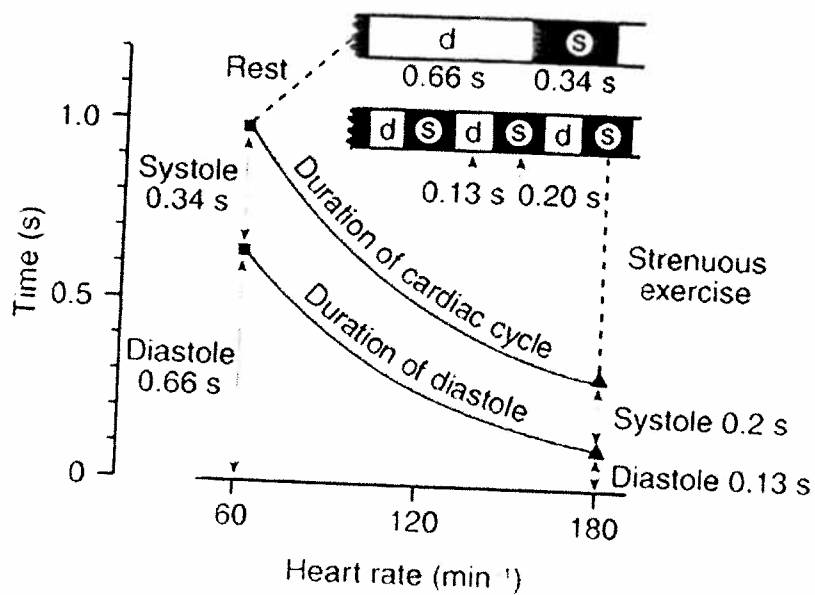
Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006



Figur 13: Tryk, flow og volumenvariation over en hjertecyklus med puls 60 slag/min og hviletilstand.
(L1,2,18)



Figur 14: Oversigt over hjertets bevægelser og blodets veje under en cyklus. (L1,2,16)



Figur 15: Pulsfrekvensens effekt på den diastoliske periode til fyldning: d. diastole; s. systole. (L1,2,20)

4.2 Data for hjertet som pumpe

Tabel 1 og Tabel 2 samt bilag 4.2.1 viser en oversigt over hvad venstre hjertehalvdel kan levere til kroppens system ved forskellige aktivitetsniveauer. Disse data ligger til grund for de krav der stilles til pumpemekanismen, som skal simulere hjertets aktivitet. Dataene er derved essentielle for opstilling af løsningsforslag og udvælgelse.

Forklaring vedrørende flowberegninger for hjerte og kredsløb fremgår af bilag 4.2.3.

Tabel 1: Indledende oversigt over dataområder for hjertets levering af blod til kroppen².

	Hvile	Høj fysisk aktivitet
Cardiac output, CO [l/min] ^(L1,6,7f)	6,0 (± 1,3)	17,5 (± 6,0)
Puls [min ⁻¹]	65 (± 15)	170 (± 30)
Systolisk blodtryk, aorta [mmHg]	135	230
Diastolisk blodtryk, aorta [mmHg]	80	95

Tabel 2: Oversigt over forskellige belastninger af hjertet, tryk i mmHg ^{(A2,0,1652) 3}.

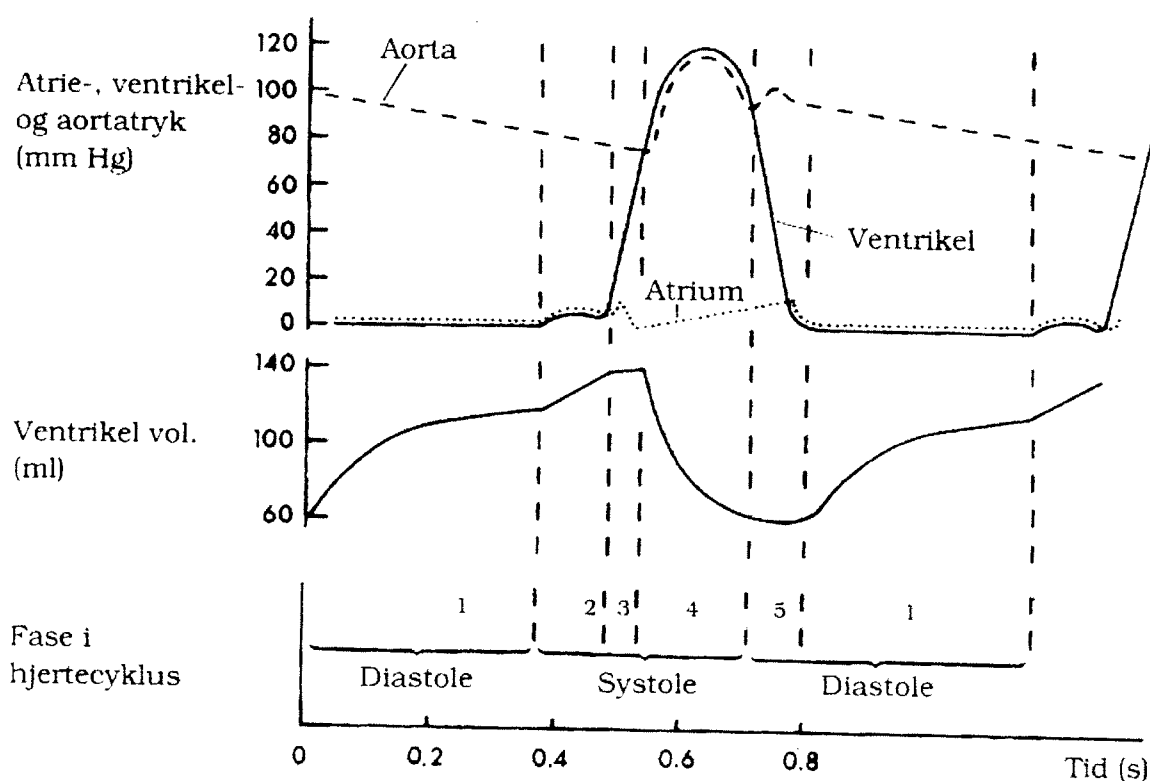
Forskellige aktivitetsniveauer for hjertet, blodtryk i [mmHg]				
Størrelse	Enhed	Hvile *	Let aktivitet **	Maksimal aktivitet ***
HR	1/min	69	105	154
Systolisk BT	mmHg	136	170	228
Diastolisk BT	mmHg	86	91	85
Middel BT	mmHg	102	117	133
EDV	ml	121	133	135
ESV	ml	52	50	47
SV	ml	68	83	88
CI	l/(min*M ²)	2,60	4,79	7,57
CO	l/min	4,68	8,62	13,63

² Vurdering udfra diverse litteratur og artikler, bl.a. fra L1, L8 og A2. Blodtryk angives i mmHg overtryk.

³ Nærmere detaljer se beregninger bilag 4.2.1 samt forklaring på flowberegninger og formler bilag 4.2.3. BP står for blodtryk, dette er angivet som overtryk.

Med udgangspunkt i tabellerne Tabel 1 og Tabel 2 opstilles følgende fysiske krav til hjertepumpen, dækkende hjertets forskellige aktivitetsniveauer^(V1). Det pointeres at forskningen ikke endnu har et stort behov for eller har anvendt værdier for maksimal hjerteaktivitet, som de øvre grænser viser nedenfor^(V1). Med dette projekt ønskes det så vidt det er muligt at være parat til højere aktivitetsniveauer:

- Pulserende rytme på 50-200 slag pr. min, svarende til 0,8-3,3 Hz^(V2)
 - Der er tale om cyklustider fra 1200 ms til 300 ms^(Bilag 4.2.2)
- Flow, som i cardiac output (CO), 4 l/min til 20 l/min, det samme som 240 l/time til 1200 l/time^(V2)
 - Slagvolumener fra ca. 60 ml til 130 ml
- Blodtryk i aorta, se cyklus Figur 16 for hjertets hviletilstand:
 - Diastolisk: 75-95 mmHg overtryk, 10-13 kPa
 - Systolisk: 110-230 mmHg overtryk, 14-31 kPa
 - Af disse krav til blodtryk i aorta fremgår der krav om et maksimalt tryk fra pumpe på 1,31 bar absolut tryk, hvilket rundes op til 1,5 bar absolut tryk.



Figur 16: Kurveforløb over blodtryk, som værende overtryk i atrie, ventrikel og aortatryk, samt ventrikelvolumen i de 5 faser af hjertecyklus for en hvilepuls på 75. (L2,6,153)

4.3 Idegenerering

Det ideelle er at finde en pumpeløsning, som direkte kan simulere hjertets frekvens, tryk og flowforhold. Herved forstås bl.a., at i en og samme pumpeløsning simuleres atriets sammentrækning, som giver en lille trykforøgelse samt den sidste og aktive fyldning af ventriklen i en cyklus, inden den efterfølgende store sammentrækning, ventriklens kontraktion, som leverer blodtryk og flow til aorta og det systemiske kredsløb.

Pumpeløsningen, som vælges i dette afsnit skal i samspil med en trykhøjde og en modstand frembringe hjertets tryk- og flowforhold. Pumpen leverer et flow, mens trykhøjden giver lungetrykket før venstre atrie og modstanden, f.eks. en drøvleventil, simulerer kroppens systemiske modstand og resten af kredsløbet indtil lungerne. Denne modstand sikrer i sammenspil med eftergivelsen i aorta de rette trykforhold, som reaktion på det af pumpen leverede pulserende flow.

Den måde hvorpå de rette tryk- og flow-kurver i ventriklen og over mitralklappen kan frembringes, er at tilslutte en pumpeløsning direkte til venstre ventrikel for at pumpe fra ventriklen ud i aorta og suge væske fra atrium til ventriklen. Hvis ikke simulation af atriesammentrækning kan frembringes af en pumpeløsning alene, kræves et sekundært pumpesystem koblet på atrie for at simulere dette.

Hjertefunktionen kan simuleres via hydraulik, pneumatik eller anden form for mekanisk system, som drives elektrisk.

Hydrauliske systemer har fordel ved at kunne levere et stort tryk og dermed en stor kraft, og anvendes dermed fortrinsvis til applikationer med et sådan behov. Dette behov er der ikke til den pumpeløsning, som ønskes til at simulere tryk og flow i venstre hjertehalvdel. Derfor vil der ikke blive arbejdet med et hydraulisk løsningsforslag i det efterfølgende. I det følgende vil pneumatiske og elektriske løsningsforslag blive beskrevet.

4.3.1 Pneumatiske løsningsforslag

Den pneumatiske løsning er en mulig løsning, særligt da det vil være relativt nemt at implementere med det udstyr, der er til rådighed i Medico-laboratoriet. I Medico-laboratoriet er det udtag til trykluft. Hvis ikke dette var tilfældet, skal systemet udstyres med en luftkompressor.

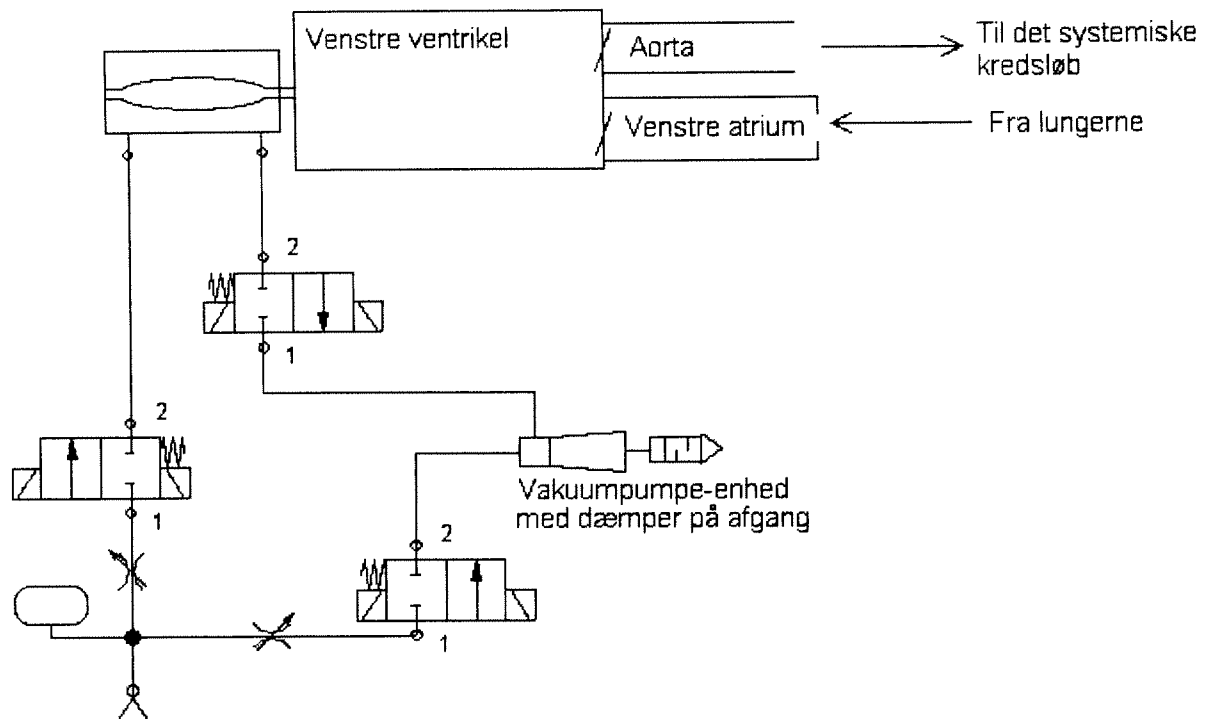
4.3.1.1 Idé 1: Magnetventiler og blæreenhed

Dette pneumatiske løsningsforslag indebærer styring af magnetventiler, såkaldte solenoider, som kommer af det engelske solenoid valves, se Figur 17.



Figur 17: Magnetstyret retningsventil 2/2 fra Festo, MFH-2-5. ^(W7)

Magnetventilerne leverer skiftevis et tryk til og suger fra en blæreenhed, jfr. Figur 18. Ved denne frembringelse af pulserende tryk og sug i blæreenheden vil blæren med vand komme til at fungere som hjertepumpe.



Figur 18: Illustration af pneumatisk løsning med magnetstyrede retningsventiler.

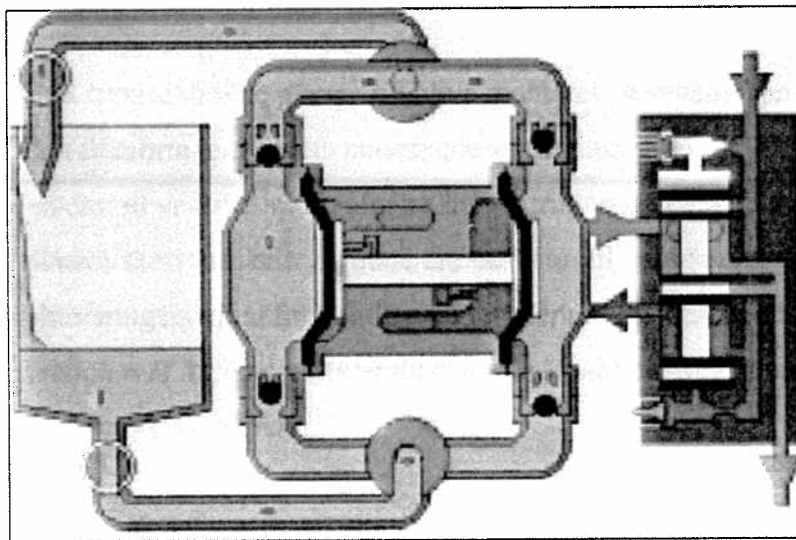
I systemet, Figur 18, er der en akkumulator for at sikre konstant tryk. En regulerbar drøvleventil er indsat før magnetventilerne for at styre luftstrømmens størrelse og dermed slagvolumen for et pumpeslag.

Ved åbning af magnetventilen til venstre i Figur 18 skabes der systole i venstrehjertehalvdel. Herefter lukkes denne og de to magnetventiler til højre åbnes og luft suges fra blæreenheden ved hjælp af vakuumpumpeenheden ud til det fri via en dæmper.

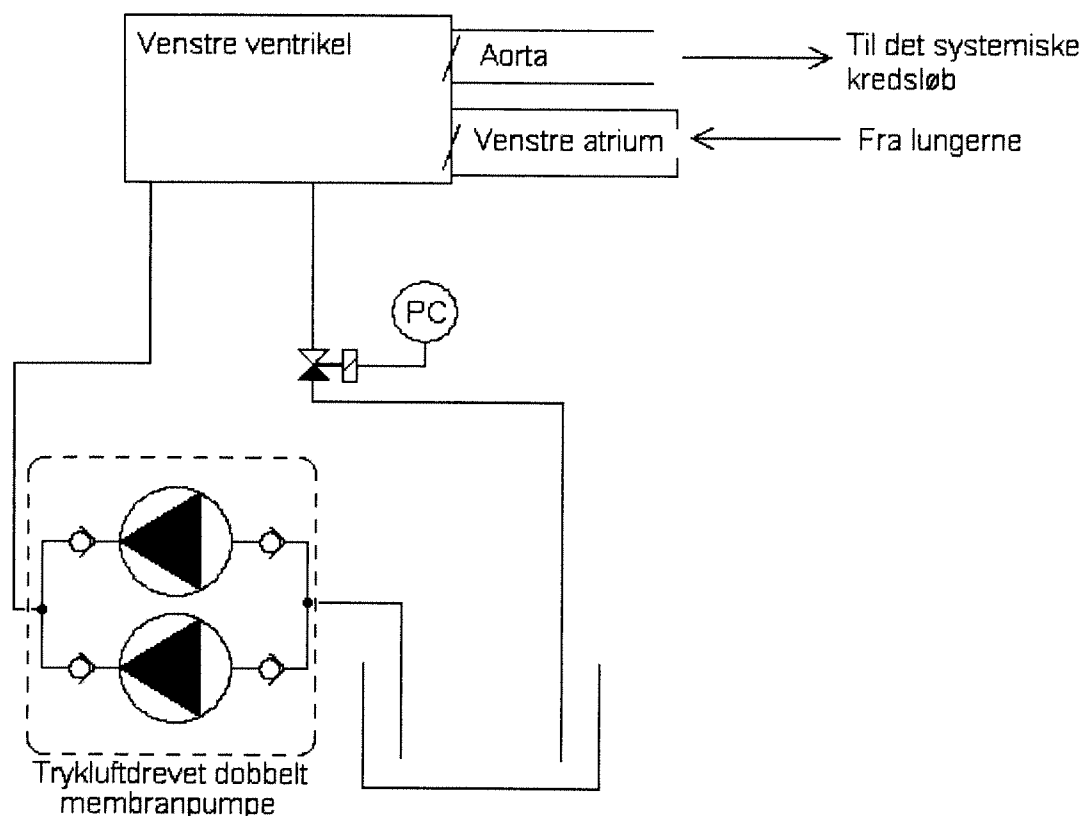
På denne måde vil væsken i blæren pumpes igennem ventriklen og over mitralklappen efter den ønskede bølgeform for tryk og flow ved den rette styring af ventilerne. Simulering af atriesammentrækning kan blive et problem, hvis ventilerne ikke kan reagere hurtigt nok. Styringen vil foregå ved aktivering af ventilerne i afgrænsede tidsintervaller med en foruddefineret tidsforsinkelse, således det afpasses med hjertets cyklus og puls. Samtidig styres åbningsgraden af drøvleventilen for at opnå en ønsket volumenstrøm, dermed slagvolumen.

4.3.1.2 Idé 2: Trykluftdrevet membranpumpe

Et andet pneumatisk løsningsforslag er et system, hvor en trykluftdrevet membranpumpe leverer væskestrøm til in vitro modellen. Membranpumpen på Figur 19, som kan leveres af Iwaki, drives af lufttryk ved at 2 membraner, hvorfor det er en dobbelt membranpumpe, som aktiverer til at pumpe en væske ud i in vitro systemet, henholdsvis suge væske fra et reservoir. Membranpumpen består af to luftkamre, som hver støder ud til en membran. På modsat side af membranen er selve pumpekammeret med pumpemediet. De to membraner er forbundet indbyrdes med en centeraksel, med fast afstand. Pumpen består principielt af to membranpumper, som er koblet parallelt og arbejder modsat af hinandens pumpeprocesser. Når den ene suger væske fra reservoiret, pumper den anden del væske ud i systemet. På Figur 19 sørger 4/2-skifteventilen helt til højre i billedet for at luft dirigeres til det højre luftkammer, hvormed membranen presses mod højre, således væsken pumpes af sted. Den venstre membran vil suge mediet ind i dets pumpekammer. Kontraventiler sikrer at væsken strømmer den rette vej, til og fra pumpekammerne. Herefter skifter 4/2-ventilen, således pumpeprocessen foregår modsat for de to pumpehalvdele.



Figur 19: Trykluftdrevet dobbelt membranpumpe, YAMADA, fra Iwaki. Principskitse.



Figur 20: Trykluftdrevet pumpe forbundet til in vitro model.

Den trykluftdrevne pumpe vil blive monteret på venstre hjertekammer, ventriklen, hvormed den frembringer hjertets pulserende strømning, jf. Figur 20. Pumpen suger fra et reservoir og leverer til ventriklen. En afgang fra ventriklen skal dræne overtryk af ned til det ønskede diastoliske ventrikeltryk, dette drænes retur til pumpens reservoir. Åbningsgrad og aktiveringsinterval for ventilen på returledning styres med hensyn til tid. Det vil sige aktiveret tidsinterval for en ønsket åbningsgrad inklusiv tidsforsinkelse, som afpasses med pumpecyklus og puls.

Pumpen styres ved hjælp af lufttrykkets størrelse, fra 1 til 7 bar, som kan reguleres af en magnetventil.

Når der drænes fra ventriklen simuleres diastole, mens systole for ventriklen simuleres, idet der efterfølgende pumpes væske ind.

Ulempen er, at frekvens og flow ikke kan styres separat, men fuldstændig afhænger af størrelsen af det lufttryk, som pumpen tilføres. Længden af diastole og systole kan ikke kontrolleres og derfor kan den ønskede hjertecyklus ikke opnås. Med lufttrykket kan man kun

styre frekvensen, mens slaglængden er fast. Med justering på frekvensen via lufttrykket, styres volumenstrømmen gennem pumpen. Desuden er en separat pumpeløsning nødvendig for at simulere atriesammentrækning. Således er denne løsning ikke tilstrækkelig for at kunne simulere hjertets forskellige aktivitetsniveauer.

4.3.1.3 Idé 3: Pneumatisk cylinder

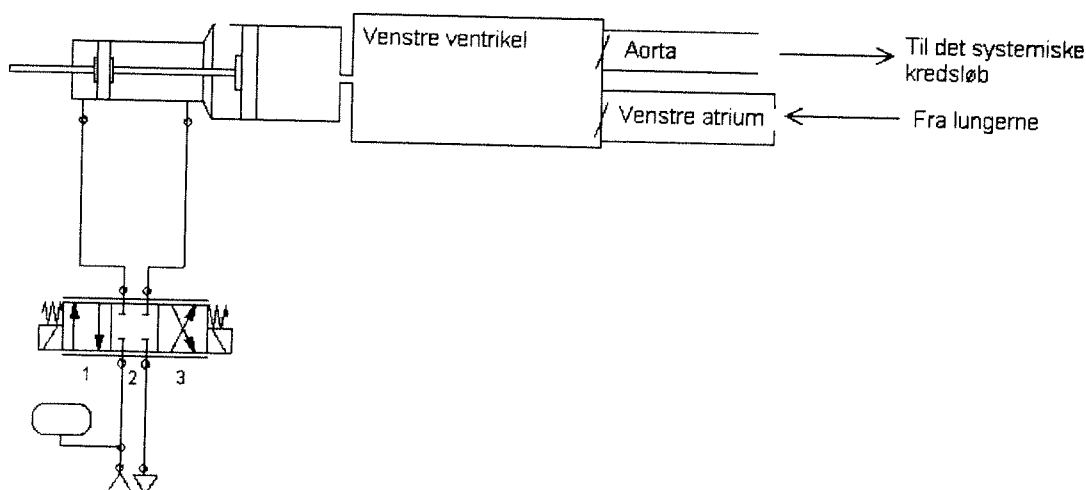
En anden pneumatisk pumpeløsning er en cylinder, som styres af en servostyret 4/3 retningsventil, se Figur 21. Servoventilen er hurtig i sin regulering og er derfor velegnet til systemet. Cylinderens stempel kan med fordel have udveksling ^(Bilag 4.3.1), således at et større tryk på luftsiden vil bevæge et lille luftstempel, som driver et større stempel i hjertets flowloop. Således udnyttes den pneumatiske kraft bedst muligt.

Når stemplet presses mod højre simuleres ventriklens systole, med retningsventil i position 1.

Ved ændring i retningsventil til position 3 tvinges stemplet til at bevæge sig retur mod venstre, således vil diastole blive simuleret med fyldning af atrie og ventrikel.

Atriesammentrækning kan simuleres ved at stemplet bevæges kortvarigt mod højre og lidt retur, hvorefter ventrikelsystolen starter.

Styring af servoventilens position, dermed retning og volumenstrøm, styres med en tidsforsinkelse og et tidsinterval.



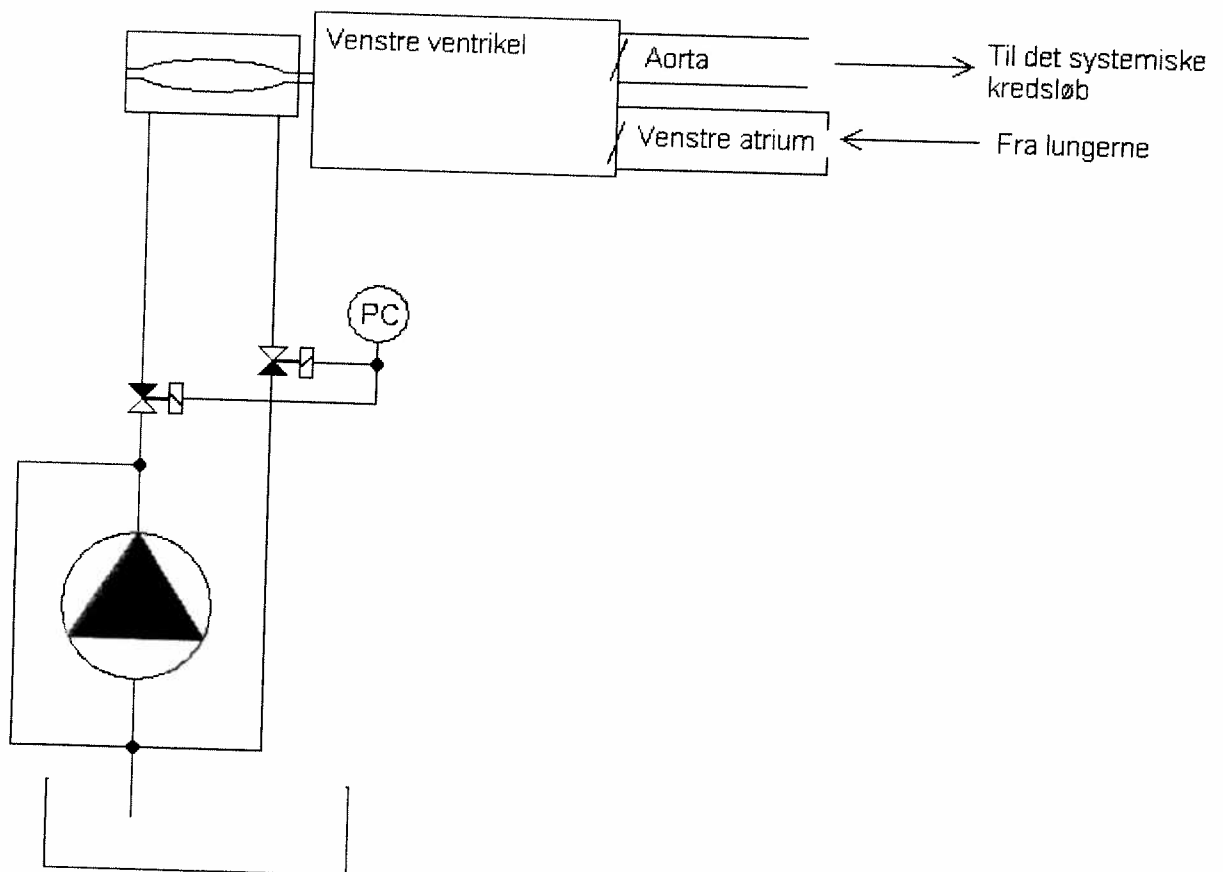
Figur 21: Princip i pneumatisk pumpeløsning, med udveksling i pneumatisk dobbeltvirkende cylinder.

4.3.2 Øvrige mekaniske løsningsforslag

Blandt disse løsningsforslag er mekaniske pumpeløsninger som drives elektrisk.

4.3.2.1 Ide 4: Centrifugalpumpe

- Løsningsforslaget med en centrifugalpumpe kræver et bypass over pumpen for at sikre denne. På afgangen fra pumpen mod in vitro-modellen placeres en trykreguleret magnetventil, som styres til at åbne og lukke for at simulere det ønskede pulserende flow i flowloopet. Centrifugalpumpen vil kræve en blære- eller membranenhed som mellemlid mellem pumpen og in vitro-modellen, se Figur 22.



Figur 22: Principskitse for centrifugalpumpe med blæreenhed. ^(V4)

Fra blæreenheden er der et returløb, som styres af en trykreguleret magnetventil. Det kan være nødvendigt at sikre, at der suges fra blæreenheden for at opnå et større flow, således det ikke blot er overtrykket i forhold til atmosfærisk, der frembringer et flow i returløbet. Således kan pumpen suge fra såvel reservoir som fra blæreenhed, sidstnævnte ved åben returløbsventil. Begge magnetventiler styres ved aktivering i bestemte tidsintervaller med en tidsforsinkelse.

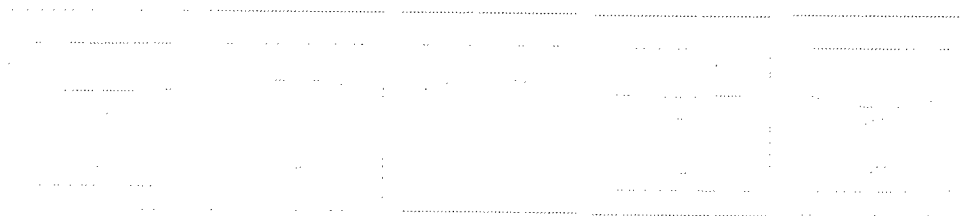
Med mere eller mindre forstærkning af signalet styres åbningsgraden af ventilen og dermed hvor stor en volumenstrøm, der passerer gennem. Med denne styring opnås den ønskede flowcyklus for hjertet. Systole fremkommer ved at tilgangsventilen åbnes og levere et flow til blæreenheden, mens diastole fremkommer ved åben returløbsventil. Denne løsning giver mulighed for simulering af atriesammentrækning i slutningen af ventriklens diastole, hvis ventilerne kan åbne og lukke hurtigt nok.

4.3.2.2 Ide 5: Doseringspumpe

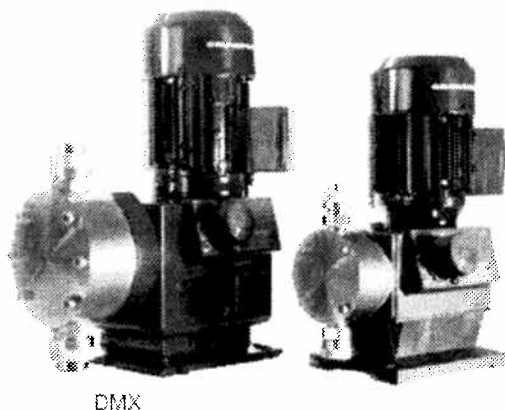
Som et mekanisk løsningsforslag er membranpumpen ligeledes en mulighed ^(V5).

Membranpumpen efterligner i grove træk princippet i hjertets pumpemekanisme. Grundfos har en traditionel doseringspumpe ved navn DMX, som er en membranpumpe, se Figur 24. Princippet for membranpumpen er skitseret Figur 23. Den største pumpe i DMX serien med dobbelt pumpehoved vil kunne levere det maksimale flow på 1200 l/time, dvs. 20 l/min. Med en frekvensomformer koblet til pumpen og med mulighed for manualet at justere slaglængden giver dette løsningsforslag mulighed for indstilling til forskellige aktivitetsniveauer for hjertet for en vilkårlig puls og slaglængde, da disse indstilles uafhængigt af hinanden. Muligheden for at simulere atriets sammentrækning i samme pumpe foreligger ikke ved denne løsning, idet membranpumpen roteres samme retning hele tiden uden mulighed for at bakke tilbage i en pumpecyklus.

Princippet for systemets opbygning er skitseret på Figur 25. Doseringspumpen kobles på ventriklen med en tilgangsledning og en returledning således systole og diastole for hjertets cyklus kan skabes og et flow henover mitralklappen og videre i flowloopet frembringes.

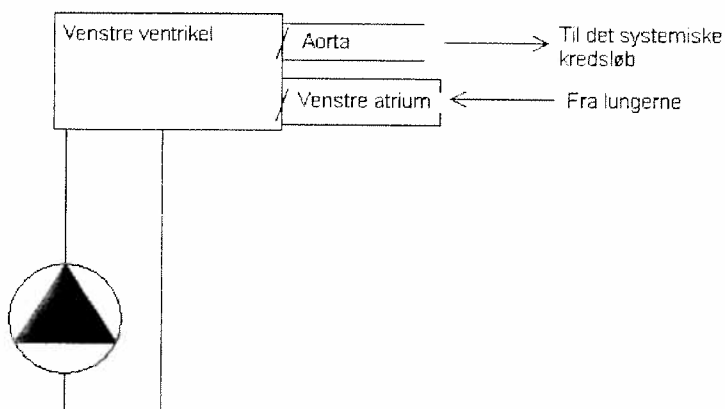


Figur 23: Princippet i membranpumpen, doseringspumpen. ^(W8)



Figur 24: Doseringspumpe af typen DMX fra Grundfos. ^(W9)

Med en frekvensomformer kan pulsen styres, men ikke varigheden af indsugnings- og afleveringsperiode, svarende til diastole og systole.

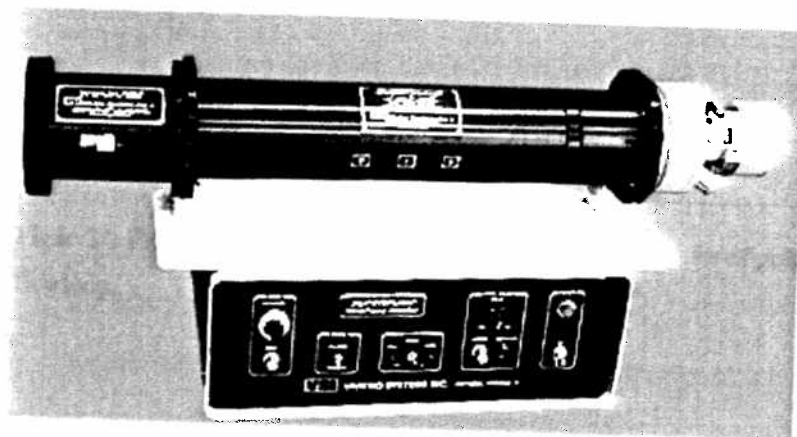


Figur 25: Princip i pumpeløsningsforslag med doseringspumpe fra Grundfos.

4.3.2.3 Idé 6: Superpumpe

Det sjette løsningsforslag er en pumpeløsning fra virksomheden ViVitro Systems Inc. ^(V3), som leverer laboratorie-, test- og måleudstyr inklusiv systemer til brug i medicinal forskning indenfor erstatning af hjerteklapper. Forkortelsen VSI står for ViVitro Systems Inc. og vil fremover bruges. Pumpen, den såkaldte Superpumpe, se Figur 26, er forsynet med en lavinerti motor. En lineær aktuator omsætter motorens roterende bevægelse til stemplets lineære bevægelse via en gevindspindel. Stemplets lineære bevægelse frembringer et pulserende flow. Regulering af pumpen foregår hurtigt pga. motoren med lavt inertimoment og den udveksling,

der er mellem roterende og lineær bevægelse. Pumpen drives af en elektrisk forstærker, som følger med i ViVitre's Superpumpe-system. Positions- og hastighedstransducere giver feedback signal til forstærkeren.

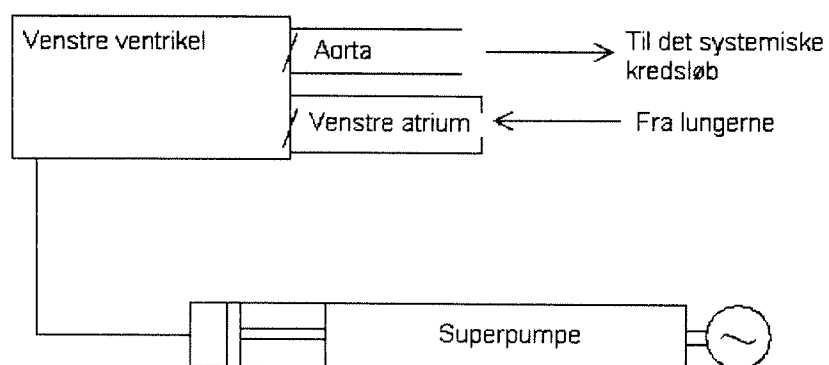


Figur 26: Superpumpe, SPS 3891 - inklusiv forstærker nederst i billedet. (W6)

Pumpen kan frembringe en vilkårlig lineær bevægelse og dermed pulserende flow alt efter den bølgeform den skal følge. En bølgeformsgenerator, som genererer den ønskede bølgeform til pumpen, leveres ligeledes af VSI. Bølgeformsgeneratoren af den gamle type er WG5891, tilstede i Medico-laboratoriet, mens afløseren herfor er ViVigen Waveform Generator VG2001. Bølgeformen kan også gives som input til pumpens forstærker via styrings- og målebehandlingsprogrammet LabView fra National Instruments, eller en PLC for den sags skyld.

På pumpens forstærker styres et pumpe-slags slagvolumen ved hjælp af et potentiometer, hvorpå forstærkning af input-signal stilles. På forstærkeren er det også muligt at vælge styringsform. Denne styringsform kan være positionsregulering, som vil være relevant i vores tilfælde, og der er ligeledes mulighed for hastighedsregulering af stempelbevægelsen. Med denne pumpe kan der simuleres en præcis flowcyklus for hjertet i in vitro modellen inklusiv atriesammentrækning, samtidig med at puls og slagvolumen kan reguleres ^(Bilag 4.3.2). Se principskitse for opstilling Figur 27.

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006



Figur 27: Princip anvendelse af Superpumpe til frembringelse af pulserende flow i venstre hjertehalvdels flowloop.

4.4 *Udvælgelse og udvælgelseskriterier*

For at vurdere hvilken løsning, der er den bedste så objektivt som muligt, opstilles i det følgende kriterier, som de forskellige løsningsforslag vurderes ud fra. Selve udvælgelsen opstilles i en såkaldt udvælgelsesmatrix, Tabel 3. Metoden for karaktergivning og vægtning af kriterier er forklaret i Indledning.

- Præcision af puls og flowcyklus: Inklusiv mulighed for justering af puls og flow uafhængigt af hinanden. Da dette har topprioritet, jf. primære krav i problemformulering, for flowloopet vægtes kriteriet med faktoren 5.
- Kapacitet: Hvorvidt løsningsforslaget opfylder det givne interval for hjertets aktivitetsniveauer. I vægtning tages der højde for, at maksimalt aktivitetsniveau for hjertet endnu ikke er topprioritet og yderområdet i den øvre ende af intervallet for puls og CO ikke anvendes til forskning af mitralklapper endnu. Samtidig finder vi det vigtigt at have så fleksibel et flowloop som mulig, som er parat til fremtidige krav og udvidelser indenfor forskningsarbejdet, jf. sekundær krav i problemformulering. Dermed vægtes kriteriet med faktoren 3.
- Mulighed for at simulere sammentrækning af atrie. Dette kriterium er ikke topprioritet men stadig vigtigt for at simulere så korrekt flow- og trykforhold henover mitralklappen som muligt, jf. primære krav i problemformulering, derfor vægtes dette med faktoren 4.
- Intern: Hvorvidt nogle af pumperne, og andet supplerende udstyr, fra evt. afdelingen for Biomedicinsk Teknik på IHA kan bruges. Dette kriterium vægtes med karakteren 4, da det ikke er en topprioritet men oplagt at udnytte de ressourcer der allerede er til stede.
- Styring: Mulighed for at styre systemet via analoge signaler. Kriteriet vægtes med faktoren 3.
- Montering: Her tages højde for pumpens kompleksitet med hensyn til montering på ventrikel. Jo mere kompleks desto mindre karakter. Da dette ikke foregår dagligt er vigtigheden ikke så stor og vægtes med faktoren 2.
- Mobilitet: Hvor let flytning af flowloopet med fokus på pumpeløsning er i tilfælde at systemet skal flyttes fra Medico-laboratoriet ved IHA til forskningsafsnittet ved Skejby Sygehus. Her tages højde for komponentantallet, komponenternes størrelse og ressourcer ved de pågældende lokationer. Da behovet for transport i første omgang ikke er nødvendig

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006

^(V1) vægtes dette kriterium kun med faktor 2. Årsagen til at kriteriet er inddraget i udvælgelsen skyldes ønsket om at udvikle så fleksibelt et system som muligt.

- Enkelthed og kompakthed: Dette parameter tager højde for hvor meget løsningsforslaget fylder og hvor let det er at overskue og betjene for brugeren. Enkelthed og overblik over systemet er meget vigtigt. Kompakthed og enkelthed i en opstilling i forbindelse med forskning vil bidrage til at øge overblik og disciplin, hvilket igen vil så vidt muligt fremme kvaliteten af forskningsresultater. Sagt med andre ord giver enkelthed og kompakthed såvel visuelt og i fysisk forstand brugeren et større overblik over systemet, plads til at arbejde med og på og dermed større overskud og arbejdsmiljø. Dette opfattes som almen viden og god fornuft. Dette kriterium vurderes som vigtigt for forskningsarbejdet ved brug af flowloopet, hvorfor det vægtes med faktoren 4.
- Økonomi: For de forskellige løsningsforslag foretages en overslagsberegning ^(Bilag 4.4.2). Kriteriet har ikke så stor prioritet sammenlignet med særligt præcision og simulering af sammentrækning af atrium. Dermed vægtes økonomi med faktoren 2.

Ingeniørhøjskolen i Aarhus
6. semester Maskinteknisk Afdeling
Efterår 2006

Tabel 3: Matrix for udvælgelse af hjertets pumpe-løsning ^(Bilag 4.4.1).

Kriterium	Vægtning	Idé 1	Idé 2	Idé 3	Idé 4	Idé 5	Idé 6
Stikord		Blære	Dobbelt - membran	Cylinder	Centrifu- galpumpe	Doserings- pumpe	Super- pumpe
Præcision	5	(4) 20	(1) 5	(4) 20	(4) 20	(3) 15	(5) 25
Kapacitet	3	> 20 l/min (5) 15	~ 20 l/min (4) 12	> 20 l/min (5) 15	> 20 l/min (5) 15	> 20 l/min (5) 15	8 l/min (3) 9
Atriesammen- trækning	4	(4) 16	(1) 4	(4) 16	(4) 16	(1) 4	(5) 20
Intern	4	(3) 12	(3) 12	(3) 12	(2) 8	(2) 8	(5) 20
Styring	3	(4) 12	(3) 9	(4) 12	(4) 12	(3) 9	(4) 12
Montering	2	(3) 6	(3) 6	(3) 6	(3) 6	(4) 8	(5) 10
Mobilitet	2	(3) 6	(2) 4	(3) 6	(2) 4	(2) 4	(5) 10
Enkelthed og kompakthed	4	(3) 12	(3) 12	(4) 16	(3) 12	(4) 16	(5) 20
Økonomi (Bilag 4.4.2)	2	(5) 10	(5) 10	(5) 10	(5) 10	(4) 8	(1) 2
Pointsum		109	74	113	103	87	128

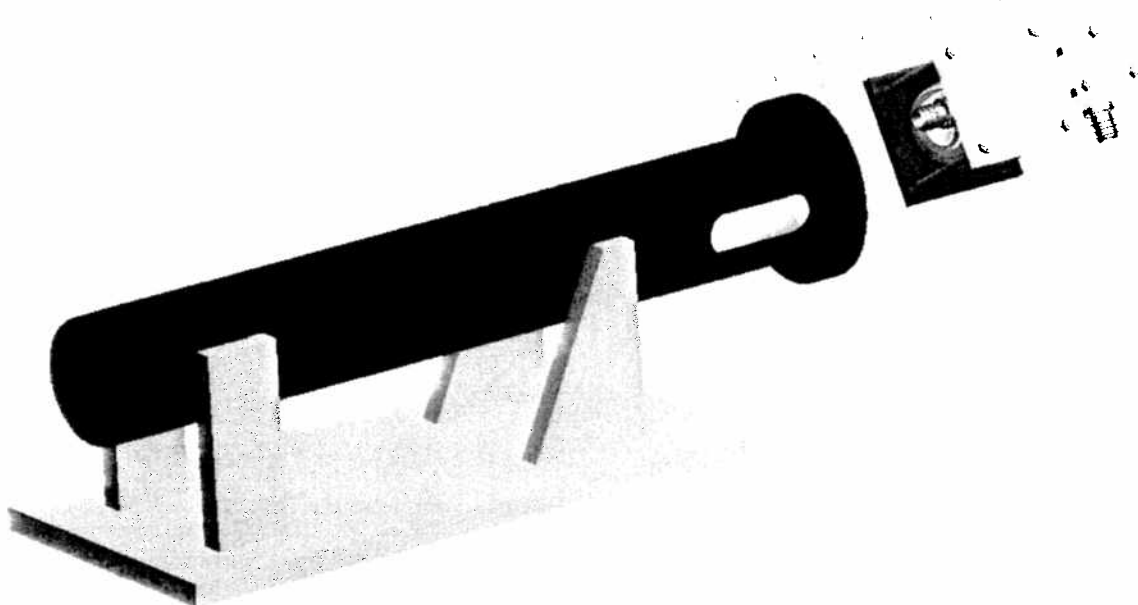
Som det fremgår af udvælgelsesmatricen ovenfor er det ViVitro's Superpumpe, idé 6, som får signifikant flest point, 128. Det skyldes bl.a. at den får bedste karakterer ved 6 ud af 9 kriterier: præcision, atriesammentrækning, intern, montering, mobilitet og enkelthed/kompakthed. En ulempe i forhold til de øvrige pumpe-løsningsforslag er dog, at cardiac output blot er 8 l/min ved en puls på 200 slag/min ^{(V3) (Bilag 4.3.2)}. Herefter følger de 2 pneumatiske løsningsforslag, idé 1 og 3 med ca. 110 point. Disse idéer har sammenlagt fået

næsten ens pointsum, hvilket stemmer overens med at de bygger overordnet på samme princip. Princippet at en pneumatisk aktiverede blæreenhed/stempelenhed frembringer pulserende tryk til in vitromodellen. Tæt efter idé 1 og 3 følger idé 4 med centrifugalpumpen fra Iwaki, hvilket ligeledes gør denne til en brugbar løsning, om end den ikke er den bedste. Med godt 10 færre point er doseringspumpen fra Grundfos anden dårligst, bl.a. pga. dens store størrelse og manglende fleksibilitet i forhold til præcision, styring og atriesammentrækning. Idé 2 med den trykluftstyrede dobbeltmembranpumpe fik færrest point pga. af dens manglende egenskaber og fleksibilitet i forhold til præcision, atriesammentrækning og styring.

4.4.1 Valgt pumpeløsning: Superpumpen

Vi arbejder videre med Superpumpen ^(Bilag 4.4.3) fra ViVitro Systems Inc., som den enhed, der skal simulere hjertets pulserende tryk i flowloopet for venstre hjerte halvdel. Pumpen er allerede til stede i Medico-laboratoriet og er klar til at foretage tests på i den videre udvælgelse af øvrige komponenter til flowloopet.

I det videre arbejde med flowloopet, de øvrige komponenter og pumpen, skal det besluttes hvorledes pumpes skal kobles på ventriklen. Der er mulighed for at koble pumpen direkte på ventriklen som Figur 28. En anden mulighed er kobling med en flange og en slange eller en fast rørledning imellem pumpehoved og ventrikel.



Figur 28: Venstre hjertehalvdel koblet direkte på Superpumpe.

15 Metode og metodekritik

Dette afsnit omhandler de metoder, der ligger til grund for at løse problemformuleringen. En præcisering af metoder er ensbetydende med litteratur, eksplorativitet og empiri. Første del af afsnittet giver objektivt indblik i metoderne og begrundelse for metoderne. Senere i afsnittet diskuteres metoderne. Afsnittet kræver en speciel plads i dette projekt i forhold til tidligere projekter, fordi projektområdet, lægevidenskab, er nyt for gruppen. I starten af projektet havde gruppen ikke indsigt i hvilke konsekvenser dette ville få i relation til maskiningeniøren fagområde.

Tidligt i projektforløbet er der benyttet eksplorativitet, som har den funktion at se projektet bredt og objektivt. Der er brugt artikelbaser som Springer, Medcvinc, Cvphysiologi, Google scholar og PubMed. Som søgeord er der anvendt: In vitro model cardiac, blood substitute, materials arteries compliance, artificial muscle / heart, human physiology. Artiklerne sammenholdt med det ingeniørmæssige synspunkt gav den forståelse at dette projekt krævede meget research, for at danne sig et overblik over hjertes fysiologi og beregningsdokumentation i forbindelse med menneskeligt væv, muskler, blod og sammenhæng mellem hjertet og mennesket andre organer. Ligeledes kræves det af de medicinsk-videnskabelige artikler, at det kliniske fagsprog beherskes til en vis grad. Et gennemgående parameter ved artiklerne, er at de ikke har endegyldige løsninger i modsætning til ingeniørlitteratur. I stedet er der gjort mange antagelser, for at opstille beregninger på hjertets fysiologi. Her henvises til en benchmark fra 1966 ” **Physbe a physiological simulation** ”^(A5), som omhandler opstilling af generelle beregningsmetoder og simulering i forbindelse med det menneskelige hjerte. Ved at stille sig kritisk i forhold til de fundne artikler og undersøge deres kildehenvisninger er benchmark’en beskrevet som kilde i mange artikler omhandlende beregningsgrundlag på hjertets funktion. Indholdet af benchmark’en er undersøgt og den sætter retningslinier for hvordan et flow-loop, svarende til det menneskelig hjerte opstilles. Mange af retningslinierne sætter dele af hjertet og forbindelser til hjertet til at have konstante værdier og sammenlagte værdier, såsom sammenlægning af eftergivelse i arterien aorta og dens modstand, Se kapitel 10. Disse antagelser og manglende konklusioner på hjertets egenskaber, har gjort det svært at forholde sig til. Andre metoder til at beskrive systemet matematisk er elektriske komponenter som f.eks. modstande, kondensatorer og spoler. En anden løsning er mekaniske komponenter som dæmpere og fjedre. Som vi ser det, er det afhængigt af hvilken indgangsvinkel konstruktører synes bedst om, i henhold til hvilken

en der vælges. Personer med en baggrund fra el-teknik, vil med stor sandsynlighed kunne forholde sig til elkomponenternes relation til det fysiske hjerte. F.eks. at en spole kan udtrykke blodets inertie ved bevægelse i arterier, eller en ren ohmsk modstand kan udtrykke modstanden ved mitralklappen. Ved at stykke (lumpe) modellen sammen på denne metode, kan der opstilles matematiske modeller, som beskriver systemet. Påføring af en bestemt strøm og spænding, svarende til tryk og volume, kan dette simulere hjertets tryk/volumenforløb. Se evt. (A5,328) og (A7,1042) med hensyn til artiklernes antagelser og løsninger.

15.1 Valg af metode og empiri

Variationen i artiklernes dokumentation og ikke mindst at hovedvægten i at konstruere simulering af hjertes flow, ligger i at systemet kan justeres på mange områder^(A5,328) har bevirket at validiteten med hensyn til beregningsmetoder, at vi forholder os kritiske til at anvende disse metoder. Derfor er der ikke valgt en løsningsmetode fra et bestemt stykke litteratur. Der er brugt empiri til at bestemme flow ved forskellige geometrier, og for at opnå bedst muligt flow omkring hjerteklapperne. For at opnå yderlig dokumentation omkring dette, er der undersøgt nye metoder til dette i form af CFD simulering^(W13). Se kapitel 9.6. Ligeledes er der brugt simpelt fluidmekanik beregninger på bl.a. tryktab i kapitel 10. Det skal prioriteres, at det er flowet og trykket omkring klapperne, der er den primære opgave i dette projekt, og derfor er der fokuseret meget på pumpetyper, som kan genererer et lignende tryk omkring klapperne. Ligeledes om styringen til pumpen kan genererer kurver tilsvarende hjertets tryk. For at fastslå dette er der konsulteret fagfolk inden for PLC styring^(V13) og pumpeleverandører^(V3). Materialeudvælgelsen er udført efter relevant litteratur og yderlige kvantitative erfaringer, sammenholdt med intern gyldighed^(V9) ^(V10). Dette er også gældende for styrkeberegninger og limberegninger.

15.2 *Diskussion af metode*

Diskussion af metoden går ind og ser kritisk på de anvendte metoder til at løse problemformuleringen.

Den eksplorative del af projektforsøget har set i vores øjne været nødvendig for at danne os et overblik over det nye medicinske område, som det er at konstruere et kunstigt flow-loop til test af kunstige hjerteklapper. Der skal argumenteres for tiden som er brugt på at starte fra begyndelse indenfor dette felt. Ses dette i forhold til et maskiningeniør konstruktions- eller materialeprojekt, angående tiden der skal bruges på research med hensyn til beregninger og litteratur med relevans, vil dette efter vores erfaringer være en hurtigere proces. Fordi CFD er et relativt nyt område, kan der stilles spørgsmål ved metodens gyldighed. Dette arbejdes der videre med til fremlæggelsen. Eftersom dette er et sjette semesters projekt har de kendte teknikker såsom styrkeberegninger og materialeudvælgelse været emner, som har god autoritet. Vores interne gyldighed til at løse problemformulering kan ikke afskrives, eftersom at vi har nogle års erfaring med det maskiningeniørmæssige i projektet. Dette kombineret med vores kritiske indgang til artikler og tidligere udarbejdet dokumentation gør projektets løsning til en kvalitative og kvantitative fornuftig løsning. Det kan diskuteres om vi har været for kritiske, da vi ikke er forskere i opstilling af nye metoder indenfor dette område, men derimod bachelorstuderende.

Ved at reflektere tilbage over hele projektforsøget, er der en fornemmelse af at projektet kunne have forløbet over to semestre, specielt hvis det medicinske område er nyt for konstruktørerne. Tiden der skal bruges på overstående problemer og forventningerne til det maskiningeniørmæssige i et sjette semesters projekt hænger ikke sammen. Der er gået for lang tid med research, men en research, der er nødvendig for at nå dertil, hvor vi er.

16 Konklusion

Projektet omhandler udviklingen af et tryk- og strømningsloop også kaldet et flowloop. Flowloopet skal have egenskaber, sådan at det kan simulere det menneskelige hjertets funktion, med speciel fokus på den venstre del af hjertet. Mitralklappen som er placeret i den venstre del af hjertet, er den mest komplekse hjerteklap, ud af de fire hjertet indeholder. Derfor forskes der meget i kunstige hjerteklapper, og især med henblik på mitralklappen. Morten Ølgaard Jensen der forsker indenfor dette område i forbindelse med Skejby Sygehus og Ingeniør Højskolen i Aarhus, har stillet os denne opgave med et ønske om, at der kan udvikles et flowloop med egenskaber svarende til simulering af hjertets venstre pumpefunktion.

I henhold til problemformuleringen giver denne indsigt i hvilke krav, der skal til for at opfylde en korrekt funktion af flowloopet. Pga. hjertets store variationer, stiller det ligeledes store krav til flowloopets funktionalitet. For at præcisere disse funktionalitetsgivende parametre er det fysiologiske aspekt studeret nøje for at omsætte dette til håndgribelige emner udenfor menneskets fysiologi. Disse emner eller komponenter har til sammen, det formål at udgøre det komplette flowloop. Det vil sige ved at studere hjertets fysiologi, er det lykkedes at omsætte denne forståelse til mekaniske komponenter, der f.eks. kan simulere arteriers eftergivelse. Ligeledes ved at studere trykkurver og pulsationer i hjertet er der valgt pumpetype til at simulere sammentrækning af hjertet.

Baggrunden for dette er vores metoder i form af eksplorativitet, som har givet det kvalitative syn på problemet for dernæst at danne egne hypoteser, som er blevet holdt op imod kvantitativ litteratur i form af bl.a. ingeniørmæssig litteratur. Se kapitel 15. Rapporten forholder sig endvidere kritisk i forhold til sig selv, og metakommunikere løbende igennem rapporten, for at øge rapportens relevans.

Disse metoder er endt ud i en rapport, der beskriver og dokumentere konstruktionen af et flowloop, med tilhørende produktionstegninger. Resultatet af udviklingen kan have relevans for efterfølgende konstruktioner indenfor dette område pga. rapportens dokumentation. Set fra gruppen synspunkt er flowloopet konstrueret anderledes i forhold til andre flowloops gruppen er stødt på i løbet af projektførelsen. Det adskiller sig ved at der er fokuseret både på at få den korrekte funktion mht. fluidmekanik, men også at flowloopet er samlet med

maskiningeniørens indblik, som bevirker at der er gjort overvejelser om materialevalg, brugervenlig, produktionshastigheder og ikke mindst styrkeberegninger

En videre perspektivering af projektet kan være CFD simulering til forbedringer af flowgeometrien.

Mitralklappen har i virkeligheden mulighed for at flekse i sit sæde ved hjælp af chordae tendineae og muscula papillaris, er dette et forskningsområde for sig selv. Ved idegenereringen mht. til ventrikulens udformning, er den selvholdende konstruktion, som nævnes i kapitel 6, en oplagt mulighed at videreudvikle til en eventuel implementering af chordae tendineae.

Hurtig mitralklapmontageplade

En eventuel forbedring af mitralklapsmonteringspladen, kunne være at udforme montagepladen som et T. Se Figur 91.

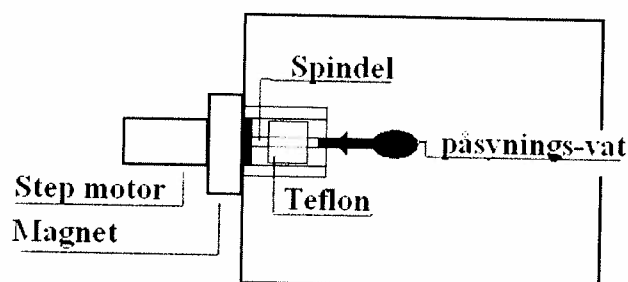
Derved kan montagepladen løftes op, blot ved at løsne møtrikkerne der holder atriet. Hvor man før hen skulle afmontere atriet for derefter at udskifte montagepladen.



Figur 89

17 Forbedringer

Variable Muscula Papillaris: små step motorer der drejer en magnet (+). På indvendigside af ventrikelkamret drejes en spindel, med stigning (udveksling) tilsvarende den justeringsgrad der er nødvendig for at simulere Muscula Papillaris. (koncept "lånt" fra Grundfos ventilen)
Spindlen skubber/trækker en firkantet teflonklods frem og tilbage efter behov.
Teflonklodsens er firkantet så den ikke roter under frem eller tilbageføringen.



Selvjusterende højde reservoir

En mulig forbedring af højde reservoiret, kunne være at automatisere det. Dette kunne gøres ved at justere væskehøjden via styringsprogrammet. Fysisk medfører det isætte af væske tilgang og udgang i reservoiret se Figur 90. Væsketilgang og udgang styres af åben/luk magnetventiler. Til at logge data til styringsprogrammet anvendes en væskehøjde måler eller en trykmåler. Styringsprogrammet kan derefter tilføre eller udsluse systemvæske alt efter hvilket tryk brugeren ønsker i atriet, blot ved at justere et tal på system brugerfladen.



Figur 90

Hurtig mitralklapmontageplade

En eventuel forbedring af mitralklapsmonteringspladen, kunne være at udforme montagepladen som et T se Figur 91.

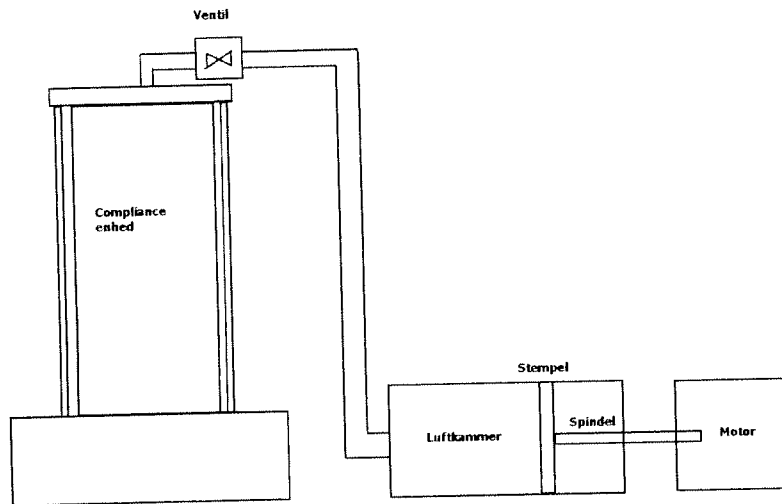
Der ved kan montagepladen løftes op, blot ved at løsne møtrikkerne der holder atriet. Hvor man før hen skulle afmontere atriet for derefter at udskifte montagepladen.



Figur 91

Forbedring af compliance enheden

Ændring af volumenstyring på compliance enheden, så den kan styres i styringsprogrammet labview. Denne løsning kunne opstilles som vist nedenfor:



Før forsøget sættes i gang køres stemplet helt tilbage, så der er det maksimale volumen i luftkammeret. Trevejsventilen åbnes til luft volumen i compliance enheden er udfor en kalibrerings markering. De relevante værdier for systemet så som atrietryk, cardiac output CO, compliance forhold og ønsket diastolisk aortatryk indtastes i styringen der åbner for ventilen og tilpasser volumen i compliance enheden. Ventilen lukkes igen og det korrekte compliance forhold er opnået.

18 Kildehenvvisning

Kildehenvisningen er delt op i fem hovedgrupper:

- a. Videnskabelige artikler
- b. Litteratur afsnit.
- c. Danske standarder afsnit.
- d. Korrespondance med virksomheder afsnit.
- e. Hjemmesider afsnit.

19 Liste over videnskabelige artikler (A)

Nummer		Årstal
1	Ajit P. Yoganathan and Roberto M. Lang Abruzzo, Raphael Borok, Byron Vandenberg, Richard E. Kerber, William Piccione, Richard H. Marcus, Russell S. Heinrich, James Bednarz, Stephen Lupovitch, Joseph Assessment of Small-Diameter Aortic Mechanical Prostheses : Physiological Relevance of the Doppler Gradient, Utility of Flow Augmentation, and Limitations of Orifice Area Estimation	1998
2	JR Stratton, WC Levy, MD Cerqueira, RS Schwartz and IB Abrass Cardiovascular responses to exercise. Effects of aging and exercise training	1994
3	N. Bonwit, J. Heim, M. Rosenthal, C. Duncheon, A. Beavers Design of Commercial Applications of EPAM Technology	2004
4	RH Marcus, C Korcarz, G McCray, A Neumann, M Murphy, K Borow, L Weinert, J Bednarz, DD Gretler and KT Spencer Noninvasive method for determination of arterial compliance using Doppler echocardiography and subclavian pulse tracings. Validation and application of a physiological model of the circulation clinical	1994
5	John McLeod Physbe a physiological simulation , benchmark experiment	1966
6	Det meget præmature barn Selvudvikling, samspil og relation (metode og diskussion af metode) Kontaktperson Ditte Seneca Skejby Sygehus Afd. A5	2005
7	Patrick Segers, Nikos Stergiopulus og Nico Westerhof Relation of effective arterial elastance to arterial system properties	2001

