

2013•2014
FACULTEIT INDUSTRIËLE INGENIEURSWETENSCHAPPEN
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Ontwerp van een computergestuurde in vitro hartklep simulator

Promotor :
Prof. dr. ir. Wim DEFERME

Promotor :
dr. ir. PHILIPPE BERTRAND

Robin Agten

Proefschrift ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Gezamenlijke opleiding Universiteit Hasselt en KU Leuven

2013•2014

Faculteit Industriële

ingenieurswetenschappen

master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Ontwerp van een computergestuurde in vitro hartklep simulator

Promotor :
Prof. dr. ir. Wim DEFERME

Promotor :
dr. ir. PHILIPPE BERTRAND

Robin Agten

Proefschrift ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Voorwoord

Deze masterproef is uitgevoerd in het Ziekenhuis Oost-Limburg (ZOL) te Genk. Ik wil dan ook graag mijn externe promotor, Philipp Bertrand, bedanken om mij de mogelijkheid te geven om aan dit project te mogen meewerken en om mij te steunen doorheen het project.

Verder wil ik ook nog enkele bedrijven bedanken waarmee ik in contact gekomen ben tijdens deze masterproef. 'BAG plastics NV' en 'Eriks Baudoin' hebben me zeer goed bijgestaan tijdens de ontwikkeling van de simulator.

Ook wil ik graag mijn interne promotor, Wim Deferme, bedanken voor de goede feedback en snelle reacties op mijn thesis.

Tijdens deze masterproef heb ik gebruik gemaakt van enkele simulaties uit comsol. Deze simulaties werden uitgevoerd door 2 studenten fysica. Ik wil dan ook graag Stijn Joken en Jonathan Op de Beeck bedanken voor de goede samenwerking.

Tenslotte wil ik ook nog Johan Soogen bedanken. Hij is de coördinator van het werkhuis van de Universiteit Hasselt. Hij heeft me geholpen met technische tekeningen en heeft me tips gegeven voor de ontwikkeling van de bak.

Inhoudsopgave

Voorwoord	i
Abstract(Nederlands)	vii
Abstract(Engels)	ix
1 Introductie	1
1.1 Situering	1
1.2 Probleemstelling	2
1.3 Doelstelling	3
2 Literatuurstudie	5
2.1 In vitro simulaties	5
2.1.1 Mitralisklep simulator	5
2.1.2 Closed-loop simulator	6
2.2 Echocardiografie	7
2.2.1 Algemeen	7
2.2.2 Doppler echografie	7
2.2.3 Werking	10
2.3 Debietmeting	12
2.3.1 Algemeen	12
2.3.2 Verschildrukmeting	12
2.3.3 Gebruik van snelheidsprobes	13
2.3.4 Elektromagnetische debietmeter	14
2.3.5 Vortex debietmeter	14
2.4 Debietsturing	15
2.4.1 Algemeen	15
2.4.2 Regelklep	16
2.4.3 Frequentieregeling van een motor	16

3	Materialen en Methoden	21
3.1	In vitro opstelling	21
3.1.1	Vorm	21
3.1.2	Materiaal	22
3.1.3	In- en Outlet	24
3.1.4	Tussenschot	25
3.1.5	Modulaire hartklepkoppeling	25
3.1.6	Echografie-vensters	27
3.1.7	Sensor koppeling	31
3.1.8	Kosten	32
3.2	Pompcircuit	33
3.2.1	Algemeen	33
3.2.2	De pomp	33
3.2.3	Leidingen	35
3.2.4	Kosten	36
3.3	Frequentieregeling	37
3.3.1	Algemeen	37
3.3.2	Regelaar	37
3.3.3	Programma	39
3.3.4	Karakterisatie	39
3.3.5	Kosten	41
3.4	Debietmeting	42
3.4.1	Sensor	42
3.4.2	Uitlezing	43
3.5	Sensoruitlezing	45
3.6	Kosten	46
4	Resultaten en conclusie	49
4.1	De Plastig Dog	49
4.1.1	De opstelling	49
4.1.2	De regelkring	49
4.1.3	Drukmeting	51
4.1.4	Het programma	53
4.2	Echometingen	54
4.2.1	Debiet als constante	54
4.2.2	Druk als constante	57
4.3	Comsol simulaties	58
4.3.1	Snelheidsprofiel	59
4.3.2	Drukprofiel	60
4.4	Conclusie	61

Bibliografie	62
Lijst van figuren	64
Bijlagen	66

Abstract (Nederlands)

Hartkleplijden is een frequente en belangrijke oorzaak van lichamelijke klachten bij de algemene bevolking. In de klinische praktijk wordt een inschatting van de ernst van kleplijden op niet-invasieve wijze met echocardiografie gemaakt. Bij echocardiografische metingen gebeuren echter een aantal assumpties en vereenvoudigingen die in bepaalde situaties tot minder accurate resultaten kunnen leiden.

Een computergestuurde in vitro hartklepsimulator kan meer inzicht geven in dit probleem. Met deze simulator kunnen echocardiografische metingen vergeleken worden met de reële situatie om zo een inschatting van de fout te maken. Deze simulator moet aan enkele strikte eisen voldoen. Als eerste moet het debiet over de klep variabel zijn om zo verschillende snelheden door de klep te simuleren. Verder moet er ook een mogelijkheid zijn om voor en na de klep een drukmeting te doen. Als laatste moet ook nog met een echosonde naar de klep gekeken kunnen worden.

Deze simulator wordt gerealiseerd door een closed-loop pompsysteem te maken. Hierbij wordt er water in een plexiglazen bak, die uit 2 compartimenten bestaat, gepompt. Eén compartiment wordt hermetisch afgesloten en het andere heeft een vrije uitloop. In de wand tussen de compartimenten wordt de hartklep geplaatst. Na opbouw van het systeem werden metingen uitgevoerd op een eerste hartklepdesign en de resultaten tonen aan dat het systeem voldoet aan de eisen om tegemoet te komen aan de vooropgestelde probleemstelling.

Abstract(Engels)

Valvular heart diseases are a frequent and important cause of physical complaints. In clinical situations is the severity of valvular heart diseases estimated by the use of echocardiography. With the use of echocardiographic measurements, a couple of assumptions and simplifications are made which can lead to less accurate measurements.

A computer-controlled in vitro heart valve simulator could offer a solution for this problem. With a simulator, echocardiographic measurements could be compared with measurements in the simulator. These comparisons can provide insight in the simplifications that are made by echocardiography. The simulator should meet certain requirements. First of all, the flow through the valve must be variable. Second, the pressure before and after the valve must be measurable. Last, it must be possible to examine the valve with a echocardiography probe.

The simulator was accomplished by a closed-loop pump system. Water is pumped in a reservoir with 2 compartments. 1 compartment is hermetically sealed, the other one has a free outlet. The heart valve is placed in the wall that separates the 2 compartments. After building the simulator, test were performed with one particular heart valve design. These tests show that the simulator meets the proposed requirements.

Hoofdstuk 1

Introductie

1.1 Situering

Hartkleplijden is een frequente en belangrijke oorzaak van lichamelijke klachten (inspanningsintolerantie, kortademigheid, syncope) bij de algemene bevolking. In ernstige gevallen kan dit zelfs de dood tot gevolg hebben. Het kan hierbij gaan om hartklepinsufficiëntie (lekkage van de klep met terugstroom van bloed in ongewenste richting), dan wel om hartklepstenose (onvoldoende openen van de klep in de gewenste richting) of een combinatie van beiden. Voor cardiologen en cardiochirurgen is het essentieel om de ernst van het kleplijden te kunnen inschatten, om een correcte en tijdige beslissing richting eventuele hartklepchirurgie te maken. In de dagelijkse klinische praktijk wordt deze inschatting van de ernst van het kleplijden doorgaans op niet-invasieve wijze met echocardiografie gemaakt. Echocardiografie kan met behulp van Doppler principes een schatting van de hydrodynamische performantie van een hartklep maken en op die manier de ernst van de klep-problematiek bepalen. Bij echocardiografische metingen gebeuren echter een aantal assumpties en vereenvoudigingen die in bepaalde situaties tot minder accurate resultaten kunnen leiden. Om deze situaties te achterhalen is het nodig om hartklepsimulaties uit te voeren in gecontroleerde randvoorwaarden (debiet, drukverschil, klepopening etc.) waarbij echografische metingen vergeleken kunnen worden met de reële situatie. Vanuit de dienst Cardiologie van het Ziekenhuis Oost-Limburg, Genk is er daarom de vraag gekomen naar het ontwerpen en realiseren van een in vitro hartklepsimulator.

1.2 Probleemstelling

Een in vitro hartklepsimulator moet aan een aantal voorwaarden voldoen. In onderling overleg met de dienst Cardiologie (prof. Dr. Pieter Vandervoort, Dr. Philippe Bertrand) werden enkele specifieke vereisten opgesteld met betrekking tot het ontwerp.

Als eerste moet er in de simulator voor gezorgd worden dat er een steady-state flow gerealiseerd wordt. Deze flow moet instelbaar zijn en moet nauwkeurig gemeten kunnen worden. De range van het debiet dat ingesteld moet kunnen worden ligt tussen 15 en 70 liter per minuut. Dit zijn realistische debieten die ook in het menselijk lichaam voorkomen.

Als tweede moet de simulator in staat zijn om verschillende soorten kleppen en openingen te simuleren. Er moet dus een modulair systeem ontwikkeld worden waarin verschillende kleppen geplaatst kunnen worden. Deze kleppen kunnen gewoon statische openingen zijn, maar ook 3D geprinte kleppen of dierenkleppen moeten getest kunnen worden.

Het is belangrijk voor een cardioloog om te weten wat de druk is voor en na de klep. Op basis van deze druk kunnen cardiologen inschatten of er zich een bedreiging voor de gezondheid voordoet. Het drukverschil moet dus in de simulator zeker gemeten kunnen worden. Hiervoor moet er dus een methode ontwikkeld worden die in staat is om drukken te meten voor en na de klep of vernauwing.

Zoals hierboven beschreven werd, wordt vandaag de dag een inschatting van hartkleplijden gemaakt op basis van echocardiografie metingen. In de simulator moet dus zeker de mogelijkheid bestaan om de kleppen te bestuderen met echocardiografie metingen. De metingen van de echografie kunnen vergeleken worden met de resultaten die in de simulator gemeten worden om zo tot betere kennis van de flow te komen

Tenslotte moet er ook rekening gehouden worden met het budget. Voor deze opstelling is een budget van 3000 euro ter beschikking. Er moet dus voor gezorgd worden dat de prijs van deze simulator zeker niet boven dit bedrag komt.

1.3 Doelstelling

Tijdens dit project zal er getracht worden om een werkende hartklep simulator te maken. Deze simulator moet voldoen aan alle specificaties. De belangrijkste specificatie is dat het debiet en de druk variabel moeten zijn. Het afwerken van de opstelling zal gebeuren binnen een tijdsperiode van 1 schooljaar (2013-2014). Op het einde van dat schooljaar moet er een simulator afgeleverd worden die gebruikt kan worden door chirurgen, studenten en doctoraatsstudenten.

Hoofdstuk 2

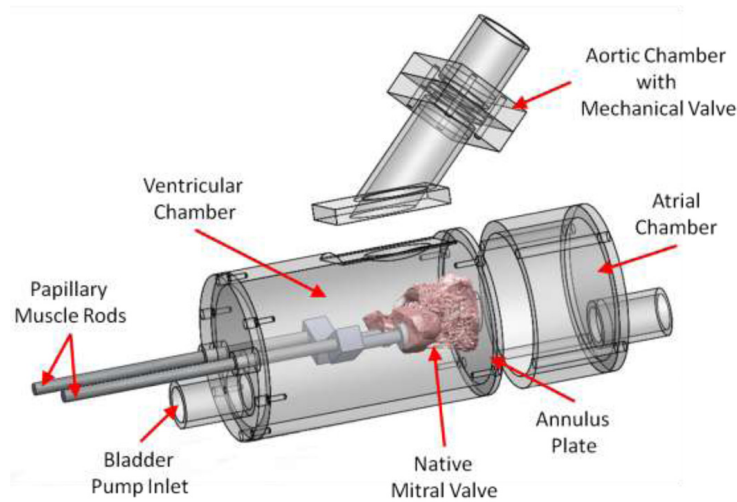
Literatuurstudie

2.1 In vitro simulaties

Het concept van een hartklepsimulator is vrij uniek. Een persoon die toch veel onderzoek gedaan heeft naar hartklepsimulators is Ajit P. Yoganathan. Hij is sinds de jaren 90 bezig met het onderzoek naar hartkleppen en heeft samen met het Georgia Institute enkele simulators ontwikkeld.

2.1.1 Mitralisklep simulator

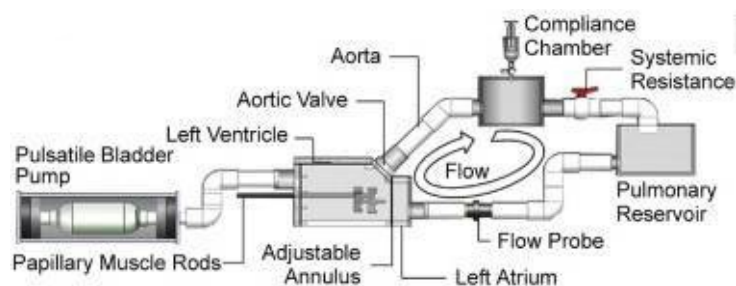
In eerste stadia werd een mechanische simulator gefabriceerd om de numerieke simulaties en modellen van de mitralis klep te valideren. Een eerste model bestond uit een cilindrische buis zoals aangegeven op figuur 2.1. Deze simulator werd gemaakt uit plexiglas en heeft een cilindrische vorm. Er zit een vaste, echte mitralis klep in. Aan de papillairspieren van de klep zijn staafjes bevestigd die de spanning op deze spieren kunnen aanpassen. Op die manier kan de opening van de klep geregeld worden. Omdat het design volledig uit plexiglas bestaat, kan er geen echocardiografie uitgevoerd worden. De diameter van het cilindrisch vat bedraagt 8.89 cm en is zo gekozen dat de mogelijkheid bestaat om aan 'micro-CT imaging' te doen. Er is ook een koppeling naar een mechanische klep voorzien die de aorta moet voorstellen. In deze simulator wordt gewerkt met een 3 kamer systeem. Er wordt water gepompt in de grote kamer en zo onder een hoek van 135° naar de mechanische klep gepompt. Vervolgens kan men kijken wat de lekkage is van de mitralisklep bij verschillende papillairspanningen. [9].



Figuur 2.1: 3 kamer hartklepsimulator

2.1.2 Closed-loop simulator

Een tweede simulator die ontwikkeld werd is de zogenaamde 'Georgie Tech left heart simulator'. Dit is een closed-loop simulator die de precieze controle van de klepblaadjes van de mitralisklep toelaat. In deze simulator wordt er gewerkt met een pulsatiele pomp om de simulatie zo echt mogelijk te laten verlopen. Er is opnieuw een echte mitralisklep en een mechanische aortaklep voorzien. Na de aortaklep is een kamer voorzien om druk te genereren in het systeem. Er is ook een derde vat voorzien dat als buffer dient om het closed-loop systeem in werking te houden. Er is een elektromagnetische probe voorzien om de snelheid van het water door de mitralisklep te meten. Er werden ook drukprobes voorzien in de verschillende kamers om de druk te monitoren. Op figuur 2.2 is de opstelling weergegeven. [13]



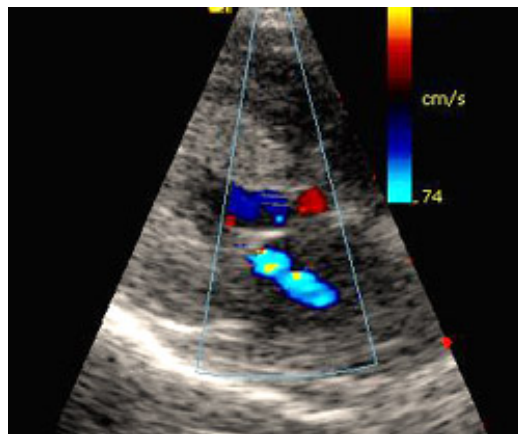
Figuur 2.2: Closed-loop pulsatiele hartklepsimulator

2.2 Echocardiografie

2.2.1 Algemeen

Echografie, of beter echocardiografie, is een techniek die gebruik maakt van ultrasone geluidsgolven om de structuur en werking van het hart in beeld te brengen. Deze ultrasone golven worden door een probe uitgezonden en in het hart weerkaats. Het weerkaatste signaal, of de echo, wordt opgenomen en uitgelezen om zo een beeld in de vorm van een taartstuk te maken (Zie figuur 2.3). [3][17]

Tijdens de simulatie van de hartklep is het belangrijk dat de snelheid doorheen de klep op elk moment gemeten kan worden. Doppler echocardiografie laat ons toe om een snelheidsprofiel van het bloed door de hartklep te maken. Men gebruikt hiervoor verschillende kleuren om de verschillende snelheden aan te geven (Zie figuur 2.3). [3][17]

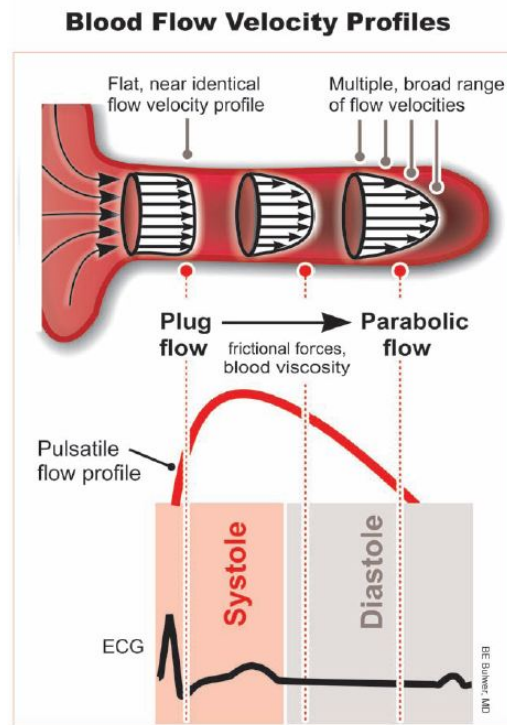


Figuur 2.3: Echocardiografie opname [3]

2.2.2 Doppler echografie

De bloedstroom doorheen de aders en de kleppen hangt van heel veel verschillende factoren af. De grootte van de bloedvaten, eigenschappen van de wand van de aders, druk en de hartcyclus spelen allemaal een rol in de bloedstroom. Tijdens de systole verloopt de stroming door de klep en aders laminair. Dit is de fase wanneer het hart samentrekt. Als de cyclus verder gaat, verandert het stromingsprofiel naar een parabolische curve. De bloedstroom wordt steeds meer turbulent. De bloeddeeltjes die dichter bij

de wand van de ader bewegen hebben dan een lagere snelheid dan deeltjes in het midden van de ader (Zie figuur 2.4). [3][17]

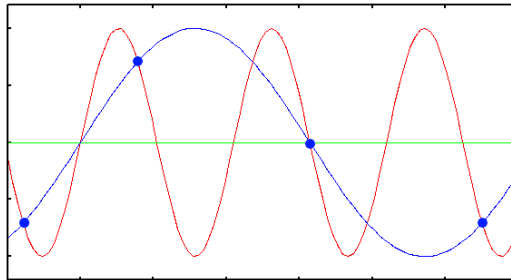


Figuur 2.4: Stromingsprofiel van bloed door de hartklep [17]

Doppler echografie kan op twee manieren worden uitgevoerd: Pulsed-wave Doppler (PW) en Continuous-wave Doppler (CW). CW Doppler wordt gebruikt om hoge bloedsnelheden te meten. Het nadeel hierbij is dat de nauwkeurigheid van de plaatsbepaling van de meting beduidend daalt. Met PW doppler kan de meetplaats wel heel nauwkeurig bepaald worden, maar de snelheden die dan gemeten kunnen worden zijn beperkt. [3]

Bij PW Doppler is de te meten snelheid beperkt door aliasing. Aliasing komt voor wanneer de frequentie van het uitgezonden signaal niet minstens twee keer kleiner is dan de frequentie waarmee men het ontvangen signaal bemonstert. Dit noemt men ook wel de Nyquist-limiet. Wanneer de echo sonde een signaal ontvangt met een frequentie die groter is dan twee keer zijn bemonsteringsfrequentie, dan kan het ontvangen signaal niet terug perfect gereconstrueerd worden. Op figuur 2.5 is in het rood een voorbeeld van een te bemonsteren signaal te zien. De blauwe punten op de grafiek geven

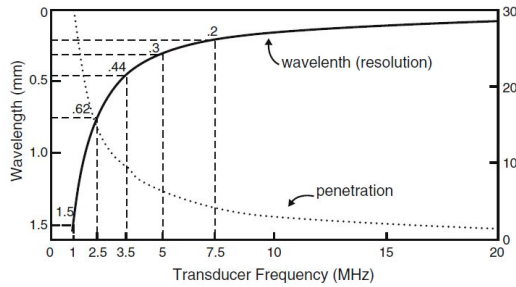
de bemonsteringspunten weer. Op de figuur is te zien dat de frequentie van het te bemonsteren signaal niet kleiner is dan twee keer de bemonsteringsfrequentie. Er zijn dus niet genoeg bemonsteringspunten om het signaal exact te reconstrueren. [3][17][7]



Figuur 2.5: Aliasing van een bemonsterd signaal

Doppler echografie kan weergegeven worden op twee verschillende manieren: spectral Doppler time-velocity diagram of color flow Doppler map. De eerste geeft de snelheid van het bloed weer in functie van de tijd op een bepaalde plaats. Hiervoor kan CW Doppler of PW Doppler gebruikt worden. De color flow doppler map geeft een volledige weergave van de hartklep in real-time door gebruik te maken van PW Doppler. Door kleuren te gebruiken geeft men aan wat de snelheid is op bepaalde plaatsen in en rond de hartklep. Met een blauwe kleur wordt aangegeven dat het bloed weg stroomt van de sonde, en met een rode kleur wordt aangegeven dat het bloed naar de sonde toe stroomt. [3][17]

De frequentie van het uitgezonden signaal bepaalt de resolutie van de echografie. In medische toepassingen gebruikt men frequenties tussen één en twintig MHz. Hoe hoger de frequentie van het signaal, hoe hoger de resolutie van het gegenereerde beeld. Bij hogere frequentie daalt de golflengte en dus de doordringbaarheid van het signaal. Bij een goede echografie moet men dus een afweging maken tussen resolutie en doordringbaarheid. Figuur 2.6 geeft het verband tussen de frequentie van het uitgezonden signaal en de doordringbaarheid. [11]



Figuur 2.6: Verband tussen de frequentie van het uitgezonden signaal en de doordringbaarheid

Tabel 2.1: Doppler frequentie shift met betekenis

Doppler frequentie shift	Frequentie van ontvangen signaal
$Doppler\ frequentieshift < 0$	Frequentie van het ontvangen signaal is gedaald. Het bloed stroomt weg van de sonde
$Doppler\ frequentieshift > 0$	Frequentie van het ontvangen signaal is gestegen. Het bloed stroomt naar van de sonde toe

2.2.3 Werking

Het dopplereffect treed op wanneer de zender en ontvanger van een golf, met een bepaalde snelheid ten opzichte van elkaar bewegen. Als dit het geval is dan verandert de frequentie van de golf tussen de zender en ontvanger. Deze frequentieverandering noemt men de Doppler frequentie shift. Van dit principe wordt gebruik gemaakt om de snelheid van het bloed te meten. Er wordt eerst een ultrasonische golf met een gekende frequentie uitgezonden (f_t). Deze golf weerkaatst op rode bloedcellen en wordt terug opgevangen door de echosonde. Als de rode bloedcellen een bepaalde snelheid hebben, dan is de ontvangen frequentie (f_e) veranderd. Uit deze faseverandering kan men dan de snelheid en de richting van de bloedcellen berekenen. [3][17]

$$Doppler\ frequentieshift = f_e - f_t \quad (2.1)$$

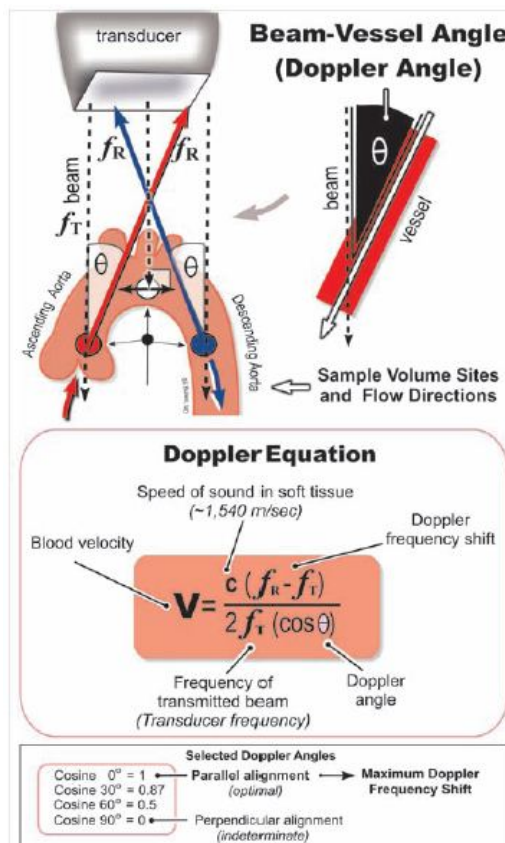
Het weerkaatste signaal dat ontvangen wordt, kan onder verschillende hoeken ontvangen worden. Dit noemt men de Doppler hoek. De Doppler meting is het meest nauwkeurig als de Doppler hoek 0° of 180° is. Als we de Doppler hoek in rekening brengen, kan met de onderstaande vergelijking de snelheid berekenen. (Zie figuur 2.7) [3][17]

$$snelheid = \frac{c(f_e - f_t)}{2f_t \cos(\Theta)} \quad (2.2)$$

met

Θ = dopplerhoek

c = lichtsnelheid



Figuur 2.7: Snelheidsberekening a.d.h.v. Doppler frequentie shift en Doppler hoek [17]

2.3 Debietmeting

2.3.1 Algemeen

Voor de hartklepsimulatie is het zeer belangrijk dat er met verschillende debieten gewerkt kan worden. In de opstelling moet er dus voor gezorgd worden dat de pomp elektronisch aangestuurd kan worden. Om het systeem nauwkeuriger te maken wordt er best gewerkt met een regelkring. In de opstelling moet er dan ergens het debiet gemeten worden. Er zijn verschillende manieren om debieten te meten. Er kan onderscheid gemaakt worden tussen massadebiet (Q_m) en volumedebiet (Q_v). Tussen deze twee bestaat een eenvoudig verband (Zie vergelijking 2.3). Dit verband is enkel geldig voor onsamendrukbare vloeistoffen bij constante temperatuur. Het is ook mogelijk om een snelheidsmeting te doen en hieruit het debiet af te leiden.[8][4]

$$Q_m = \rho Q_v \quad (2.3)$$

2.3.2 Verschildrukmeting

Deze meettechniek berust op de wet van Bernouilli. Deze zegt dat de energiedichtheid van een vloeistof die door een leiding stroomt op elke plaats in de leiding hetzelfde is (met verwaarlozing van wrijving)(Zie vergelijking 2.4).

$$p_1 + 0.5\rho v_1^2 + \rho gh_1 = p_2 + 0.5\rho v_2^2 + \rho gh_2 \quad (2.4)$$

Wanneer er gemeten wordt in een horizontale leiding kan de wet van Bernouilli omgevormd worden naar de volgende vergelijking.

$$Q_m = A_2 \sqrt{\Delta p} \sqrt{\frac{2\rho g}{\rho(1 - (A_1^2/A_2^2))}} \quad (2.5)$$

met

A = doorsnede

p = druk

g = valversnelling

ρ = dichtheid

Als men in de leiding een vernauwing maakt, ontstaat er een drukverlies. Net voor de vernauwing gaat de statische druk afnemen omwille van de toenemende snelheid. Na de vernauwing herstelt de statische druk terug. Door

voor de vernauwing te meten en net er achter kan er met vergelijking 2.5 het massadebiet berekend worden.[8][4]

Het grote voordeel van deze techniek is dat het meetinstrument makkelijk te vervaardigen is, en dus goedkoop is. Ook is de installatie eenvoudig. Als men een vernauwing introduceert, gaat men de meting beïnvloeden, en ontstaan er lokale turbulenties net na de vernauwing. Dit is een groot nadeel.[8][4]

2.3.3 Gebruik van snelheidsprobes

Er kan ook een debietmeting gedaan worden door gebruik te maken van een pitot-buis. Een pitot-buis meet de snelheid van een vloeistof of gas op een bepaald punt door gebruik te maken van statische en dynamische druk. Door te kijken naar de verhouding tussen de gemeten snelheid en de gemiddelde snelheid in de buis, kan men het debiet berekenen. De moeilijkheid van deze techniek is dat de gemiddelde snelheid niet altijd gekend is en afhangt van het stromingsregime. Het is dus belangrijk dat het stromingsprofiel uniform is. Men geeft ook aan in de literatuur dat de lengte van de buis waarin gemeten wordt, 50 keer groter is dan de diameter.[8][4]

Het debiet kan ook gemeten worden door gebruik te maken van een annubar. De annubar werkt op dezelfde manier als de pitot-buis, alleen geeft de annubar ook de gemiddelde waarde voor de totale druk. De annubar is een insertiemeter die de volledige diameter van de buis moet innemen. Er zijn verschillende meetplaatsen op de annubar voorzien die de dynamische druk berekenen. Hieruit kan men dan het debiet berekenen. Deze methode heeft als voordeel dat er geen schatting gemaakt moet worden voor de gemiddelde snelheid. Het nadeel is dat de meting verstoord wordt door een object in de leiding te brengen.[8][4]

Er bestaat ook de techniek van de anemometer. Deze maakt gebruik van een weerstandsdraad. De weerstandsdraad wordt in de leiding gemonteerd en op constante temperatuur gehouden. Wanneer de snelheid in de leiding verandert, verandert ook de temperatuur van de draad. De stroom die nodig is om de draad terug op constante temperatuur te brengen is een maat voor de snelheid. [8][4]

De rotameter meet het debiet door gebruik te maken van een element in een conische buis. Dit element kan op en neer bewegen. Naar gelang het debiet wijzigt, stelt het bewegend element zich in op andere hoogtes. Door een schaal aan te brengen op de rotameter kan men zo het debiet aflezen. Het nadeel van deze methode is dat men het debiet niet elektronisch kan meten. Door gebruik te maken van een inductieve meter kan de hoogte van het element toch nog elektronisch bepaald worden. [8][4]

2.3.4 Elektromagnetische debietmeter

Het principe van de elektromagnetische debietmeter berust op de wet van Faraday. Deze wet zegt dat wanneer een geleider beweegt in een magnetisch veld er een spanning ontstaat in deze geleider. De opgewekte spanning is proportioneel aan de snelheid waarmee de geleider beweegt, de grootte van het magnetisch veld en de lengte van de geleider (Zie vergelijking 2.4)[8][4]

$$e = Blv \quad (2.6)$$

met

e = de opgewekte spanning

B = de grootte van het magnetisch veld

l = de lengte van de geleider

v = de snelheid

Als men een magnetisch veld aanlegt rond een vloeistofleiding dan kan men de vloeistof gebruiken als geleider. Als men met elektrodes de opgewekte spanning meet, kan het debiet berekend worden. Het grote voordeel van deze techniek is dat de meting op geen enkel moment beïnvloed wordt door stoor elementen in de leiding. Het nadeel is dat het enkel werkt met geleidende vloeistoffen. [8][4]

2.3.5 Vortex debietmeter

Het principe van de vortexmeting is gebaseerd op turbulenties die ontstaan wanneer een fluidum een hindernis moet passeren. De stroom volgt de wand van de hindernis tot een bepaald punt, daarna komt ze los van de wand en ontstaat er een dode zone waarin wervels gevormd worden. Deze wervels ontstaan om de beurt aan elke kant van de hindernis en stromen in een regelmatige rij met het fluidum weer weg. Dit fenomeen noemt men de Karmanse Wervelstraat. De frequentie waarmee deze wervels ontstaan is lineair afhankelijk van de stromingssnelheid (Zie vergelijking 2.7). [8]

$$f = S \cdot \frac{v_1}{d} \quad (2.7)$$

met

f = de wervelfrequentie

S = dimensieloos Stouhal-getal

v_1 = de gemiddelde snelheid ter hoogte van de hindernis

v = de breedte van de hindernis of het stooreslement

De stooreslementen die gebruikt worden zijn een belangrijk onderdeel van de sensor. Er zijn verschillende vormen mogelijk. Wanneer men een stooreslement implementeert moet men rekening houden met een aantal zaken. Het element moet er voor zorgen dat de stabiliteit van de wervelvorming hoog is. Ook moet het element een zo klein mogelijk drukverlies introduceren. Vaak gebruikte stooreslementen zijn de cilinder en de kegel. [8]

2.4 Debietsturing

2.4.1 Algemeen

Om een goede functionaliteit van de hartklepsimulator te bekomen moet er voor gezorgd worden dat er een variabel debiet door de klep gestuurd kan worden. Er zijn twee manieren om dit te doen. Er kan gewerkt worden met een regelbare klep. Deze klep gaat naargelang de stand meer of minder fluïdum doorlaten en zo een variabel debiet genereren. Het gebruik van een regelklep is vaak simpel in implementatie en aansturing. Vaak is het ook een goedkope oplossing. Het nadeel bij regelkleppen is dat er een drukval over de klep ontstaat en dat de stroom van het fluïdum turbulenter gaat verlopen.

Een tweede mogelijkheid die bestaat om een variabel debiet te genereren, maakt gebruik van een frequentieregeling. Een frequentieregelaar is in staat om de netspanning om te zetten naar een variabele spanning met een variabele frequentie. Door een variabele frequentie aan te leggen aan de pomp, gaat de pomp op een variabel toerental draaien en dus ook een variabel debiet leveren. Het voordeel bij deze methode is dat er geen extra component in de leiding moet worden voorzien. Er zijn dus geen extra drukvallen of turbulenties geïntroduceerd. Een frequentieregelaar is zeer moeilijk om zelf op te bouwen en de prijs kan al snel oplopen tot 200 euro.

2.4.2 Regelklep

Een regelbare klep bestaat uit verschillende delen. De belangrijkste onderdelen zijn de klep en de zitting. Deze zorgen ervoor dat er meer of minder fluïdum door kan. Een ander belangrijk onderdeel is de aandrijving die de klep in verschillende standen kan zetten. Als laatste is er ook nog de klepstandteller die bijhoudt in welke positie de klep staat. Deze onderdelen worden meestal ondergebracht in 1 behuizing. De regelklep kan niet enkel gebruikt worden om debiet te regelen. Niveau-, druk- en temperatuurregelingen zijn ook mogelijk. [2]

Een belangrijke eigenschap van de regelklep is de Kv-waarde. De Kv-waarde is de maximale hoeveelheid water van circa 20 °C, dat door een geheel geopend ventiel stroomt bij een drukverschil van 1 bar over het ventiel. Deze waarde kan berekend worden met vergelijking 2.8.[2]

$$Q = Kv \cdot \sqrt{\Delta p} \quad (2.8)$$

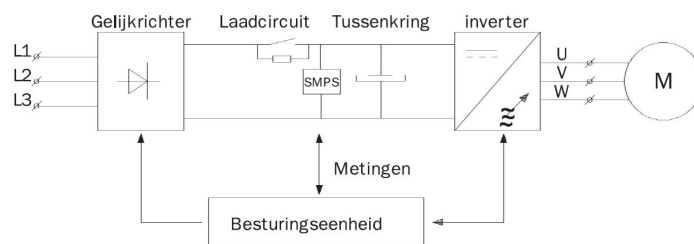
met

$Q = \text{debiet}$

$\Delta = \text{drukverschil}$

2.4.3 Frequentieregeling van een motor

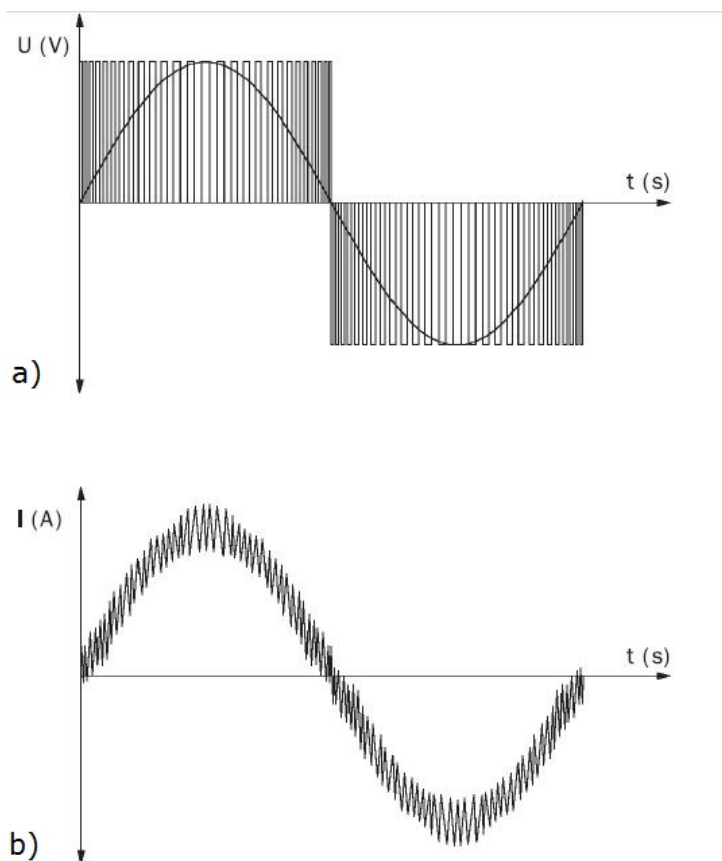
De frequentieregelaar is in staat om de frequentie van het net om te vormen naar een andere variabele frequentie. Dit wordt gerealiseerd door eerst de spanning van het net gelijk te richten en daarna met een variabele frequentie en amplitude terug uit te sturen. Een blokschema van een 3-fasige frequentieregelaar is te zien in figuur 2.8. [5]



Figuur 2.8: Blokschema van 3-fasige frequentieregelaar

Zoals hierboven vermeld, wordt eerst de spanning van het net gelijkgericht. Dit gebeurt door 4 ingangsdiodes. In het geval van een 1-fasig net met 230V AC staat er na het gelijkrichten een spanning van $\sqrt{2} * 230V$ over de opstartcondensator. Om het voedende net niet met te hoge piekstromen te belasten wordt er ook een opstartcircuit voorzien.[5]

De invertor moet er voor zorgen dat er terug een sinussignaal uitgestuurd wordt. Deze invertor kan simplistisch voorgesteld worden door 4 schakelaars die open of dicht geschakeld worden. Door de schakelaars een langere of kortere tijd open te schakelen kan een variabele spanning gegenereerd worden die een sinus benadert. Dit principe is te zien op afbeelding 2.9. De opgewekte motorstroom is ook te zien.[5]



Figuur 2.9: a)Opbouw van een sinussignaal met b) de gegenereerde motorstroom

De schakelaars worden gerealiseerd door gebruik te maken van transistoren, meer bepaald een IGBT (Insulated Gate Bipolar Transistor). De IGBT is een combinatie van een MOSFET en een bipolaire transistor. Het gebruikt de goede eigenschappen van een MOSFET zoals het laag schakelvermogen en hoge schakelsnelheid. De mogelijkheid om grote stromen en vermogens te schakelen worden gebruikt van de bipolaire transistor. De IGBT kan dus makkelijk aangestuurd worden door een microprocessor en toch grote vermogens voor motoren schakelen. [14]

Variaties in spanning en stroom van het net kunnen voor problemen zorgen. Het is belangrijk dat de besturingselektronica van de frequentieregelaar altijd constant gevoed wordt. Er kan gekozen worden voor een lineaire voltage regulator of een smps (switched-mode power supply). Er wordt in de meeste gevallen gekozen voor een smps in plaats van een lineaire regulator vanwege de hogere efficiëntie van een smps. [5][18]

Een belangrijke eigenschap van een motor is het koppel dat geleverd kan worden. Wanneer een motor frequentie gestuurd wordt, moet het geleverd koppel hetzelfde blijven. Een motor is ontworpen om een bepaald koppel te leveren bij de netspanning en netfrequentie. Wanneer de uitgestuurde spanning gelijk blijft aan die van het net en de frequentie verlaagd wordt, dan gaat de oppervlakte onder de spanningssinus vergroten. De grootte van het opgewekte magneetveld in de motor is nu ook groter. Hiervoor is de motor niet ontworpen en hij geraakt in magnetische verzadiging. Dit kan leiden tot het onstabiel draaien van de motoras. [5]

Als de motor frequentie gestuurd wordt, moet er voor gezorgd worden dat de amplitude van de uitgestuurde sinus mee verandert met de frequentie. Als dit het geval is, is de grootte van het magnetisch veld in de motor altijd constant. Het geleverde koppel blijft dus behouden. Om de grootte van het magnetisch veld constant te houden maakt men gebruik van de spanning/frequentie-verhouding. Voor een 230V net met een frequentie van 50Hz bedraagt deze 4.6 V/Hz. Per 1Hz verschil van uitgangsfrequentie moet de uitgangsspanning met 4.6 V veranderd worden. [5]

Een ander belangrijk probleem doet zich voor op zeer lage frequenties. Bij frequenties lager dan plus minus 10Hz kan het koppel toch nog verzwakken. Dit is te verklaren wanneer er gekeken wordt naar de motorspoelen. Een motorspoel bestaat uit een ohmse en een wisselstroom impedantie gedeelte. Het

ohms gedeelte is niet afhankelijk van de frequentie, de wisselstroom impedantie wel. Een afname van frequentie leidt tot een afname van de wisselstroom impedantie. Hoe lager deze impedantie hoe groter de invloed van het ohms gedeelte wordt. De spanningsval over het ohms gedeelte blijft constant terwijl die over de wisselstroom impedantie afneemt bij dalende frequenties. Hierdoor neemt de sterkte van het magnetisch veld, en dus het koppel af. Door een extra spanning af te leveren bij lagere frequenties kan dit verschijnsel, wat IR-compensatie genoemd wordt, gecompenseerd worden. [5]

Hoofdstuk 3

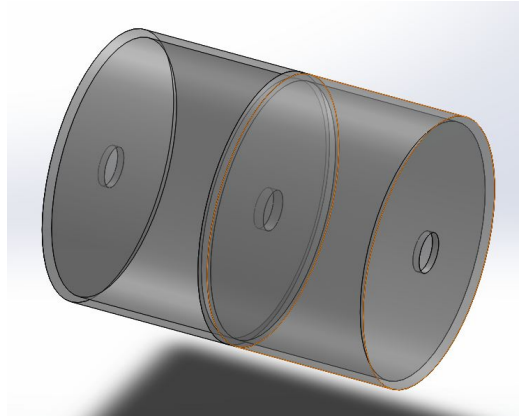
Materialen en Methoden

3.1 In vitro opstelling

3.1.1 Vorm

Voor het ontwerp van de hartklepsimulator moet er getracht worden om de werking van de hartklep zo realistisch mogelijk na te bootsen. Dit kan gedaan worden door een reservoir te ontwerpen met 2 compartimenten. Het ene compartiment moet hermetisch afgesloten worden. Hierin kan een druk opgebouwd worden die overeenkomt met de druk in het menselijk hart. Het andere compartiment moet groot genoeg zijn om zo de uitstroom na de klep na te bootsen.

Voor de vorm zijn er enkele designs overwogen. Een belangrijke vereiste van het systeem is dat de inflow aan de klep zo laminair mogelijk moet zijn. Om laminaire flow te garanderen kan er geopteerd worden voor een cilindrisch design. Dit design is te zien op figuur 3.1. Er is een in- en outlet voorzien aan de linker en rechter kant van het vat. In het midden kan dan een hartklep geplaatst worden. Er zijn enkele problemen die optreden bij dit design. Voor de hartklepsimulator is het belangrijk dat de hartklep zelf modulair is zodat er verschillende kleppen getest kunnen worden. Met een cilindrisch model is het zeer moeilijk om de klep te vervangen. Als er een nieuwe klep gestoken moet worden dan moet heel het systeem leeg lopen. Een tweede probleem is de vrije uitloop die vereist is. Met dit model is het niet mogelijk om een vrije uitloop te creëren. Tenslotte is er ook nog een probleem met de echografie. Plexiglas is zeer slecht doorlaatbaar voor echosignalen. Er moet dus ergens een venster voorzien worden om echosignalen door te laten. Bij een cilindrisch model is het niet evident om deze vensters te voorzien.

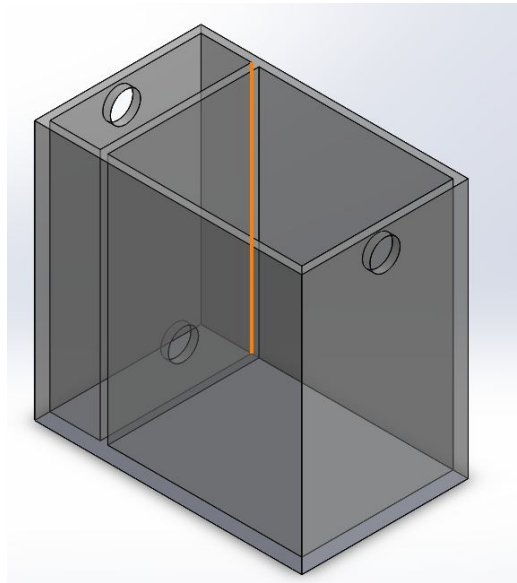


Figuur 3.1: Model van de cilindrische opstelling

Vanwege de problemen die optreden bij het cilindrisch model is er gekozen om te werken met een rechthoekig design. Dit model is weergegeven op figuur 3.2. Door te werken met een rechthoekig model kunnen we er voor zorgen dat de klep gemakkelijk vervangbaar is. Het linkercompartment kan met een deksel worden afgesloten. Het rechter compartiment kan open blijven om zo de vrije uitstroom te simuleren. Met de rechte wanden in dit model is het ook eenvoudiger om het venster voor echografie te voorzien. Op figuur 3.2 is ook te zien dat aan de linkerkant de inlet hoger staat dan het gat waar de klep in moet. Door dit te doen is er toch nog een laminaire stroming gegarandeerd aan de klep.

3.1.2 Materiaal

In bovenstaande paragrafen is de vorm van de opstelling beschreven. In de volgende paragrafen wordt het gebruikte materiaal besproken. De opstelling is gemaakt uit polymethylmethacrylaat (best bekend als plexiglas) vanwege zijn goede eigenschappen. Polymethylmethacrylaat (PMMA) heeft een hoge lichtdoorlaatbaarheid, een lange levensduur, een hoge oppervlakte hardheid en kan op veel manieren makkelijk bewerkt worden. Ook is het lichter dan glas. Deze eigenschappen zorgen ervoor dat PMMA een ideaal materiaal is voor deze toepassing. De bekendste soort PMMA is plexiglas. [6]



Figuur 3.2: Model van de rechthoekige opstelling

PMMA wordt gevormd door de polymerisatie van het organisch monomeer methylmethacrylaat. De brutoformule van dit monomeer is $C_5H_8O_2$. Het monomeer kan op verschillende manieren gevormd worden. De meest voorkomende manier is door aceton te laten reageren met sodium cyanide ter productie van aceton cyaanhydrine. Door dit vervolgens te laten reageren met methyl alcohol bekomt men methylmethacrylaat. Het massa produceren van dit monomeer levert kleine korrels op die daarna verwerkt kunnen worden tot allerhande vormen plexiglas. [12][6]

De meest gebruikte technieken voor het produceren van plexiglas zijn extrusie en spuitgieten. Bij het spuitgieten gaat men de gesmolten korrels polymethylmethacrylaat onder een druk en temperatuur tussen 2 glasplaten drukken. Typische temperaturen voor het gieten zijn $195\text{ }^\circ\text{C}$ - $254\text{ }^\circ\text{C}$. Het gesmolten PMMA koelt af ter vorming van een bepaalde vorm plexiglas. Het voordeel van deze techniek is dat het plexiglas interne krachten heeft in elke richting. Het nadeel is dat de tolerantie op afmetingen bij deze techniek redelijk groot is. Een gegoten plaat van 15 mm dik kan tot 1 mm in dikte afwijken.

Bij extrusie wordt het gesmolten PMMA in een horizontale buis (extruder) verplaatst onder bepaalde druk en temperatuur. In deze buis bevinden zich roterende schroeven die het PMMA in beweging houden. Aan het uiteinde van de extruder wordt het materiaal aan een matrijs geleverd waar het de juiste vorm krijgt. Door het extruderen zijn de interne krachten in het materiaal allemaal in dezelfde richting. Met deze techniek kan een grotere nauwkeurigheid behaald worden dan bij het spuitgieten. [12][6]

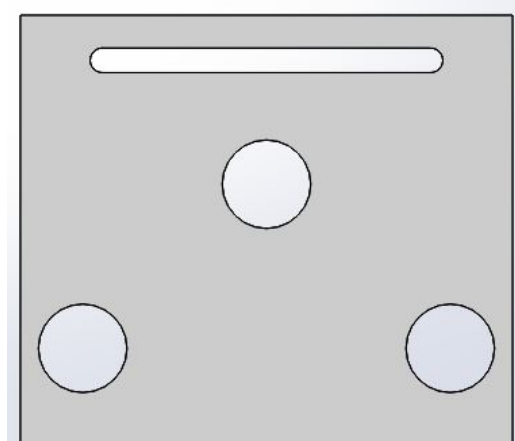
3.1.3 In- en Outlet

Zoals hierboven al besproken is de inlet van de bak hoger geplaatst dan de opening van de hartklep om laminaire instroom te garanderen. Voor de grootte van de in- en outlet is er gekozen om gebruik te maken van buizen van 40mm. Met een wanddikte van 1.9mm is er een inwendige straal van 18.1 mm. De oppervlakte van de doorsnede bedraagt dus: $\pi * r * r = \pi * 18.1 * 18.1 = 1029.18mm^2 = 10.29cm^2$. Als er rekening gehouden wordt met een debiet van 100 l/min dan bekomen we 9718 cm³/min. wat overeenkomt met 1.62 m³/sec.

Aan de outlet is er geopteerd om te werken met meerdere gaten. De positie van deze gaten is te zien op figuur 3.3. Er zijn meerdere redenen waarom hiervoor gekozen is. Het bovenste langwerpige gat is als veiligheid ingebouwd. Als om een of andere reden de ronde gaten het uitstromend debiet niet aankunnen, dan stroomt de bak over. Door het langwerpige gat in te bouwen, stroomt het maar aan 1 kant over. Het bovenste ronde gat is geplaatst zodat we meer tegendruk kunnen genereren. Door de onderste 2 gaten dicht te maken komt er een hoger waterniveau in het rechter compartiment te staan. Dit zorgt voor een hogere tegendruk achter de klep. Door de onderste twee gaten te gebruiken en het bovenste rond gat dicht te maken, staat er een iets lagere tegendruk achter de klep. Er kan eventueel ook gewerkt worden met een slang die aangesloten wordt op de onderste gaten. Door het einde van de slang te positioneren op verschillende hoogtes kan het niveau in het rechter compartiment ingesteld worden en dus ook de tegendruk achter de klep.

Aan het einde van de bak komt een reservoir. In dit reservoir wordt het fluidum van de uitstroom opgevangen. Vanuit dit reservoir wordt opnieuw water naar de inlet gepompt. Op die manier wordt er een gesloten systeem gerealiseerd. Aangezien deze opstelling heel wat ruimte in beslag neemt,

moet er voor gezorgd worden dat er genoeg plaats is om de opstelling en het reservoir te plaatsen. Dit project wordt uitgevoerd in het ziekenhuis van Genk, meer bepaald in de autopsiezaal van het ziekenhuis. Deze locatie is ideaal voor dit project. De autopsiezaal is zeker groot genoeg, heeft voldoende watervoorziening en heeft een goede afvoer.



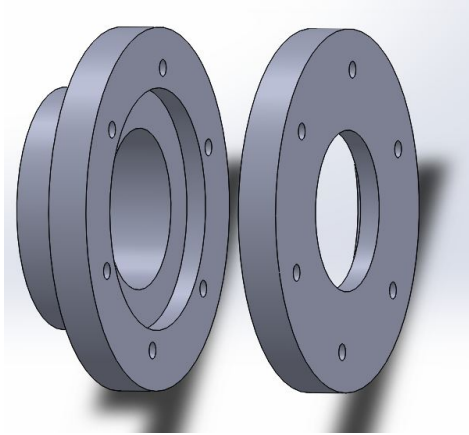
Figuur 3.3: Positie van de outlet gaten

3.1.4 Tussenschot

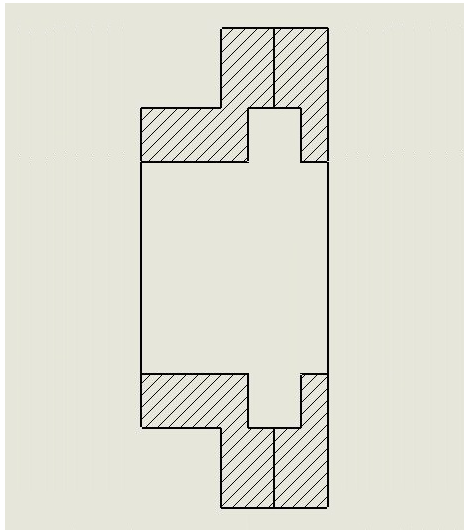
In de bak is een tussenschot voorzien waarin we de klep kunnen monteren. Hiervoor is er een opening van 60mm voorzien. Het middelpunt van dit gat is op 14cm boven de bodem geplaatst. Dit is gedaan om de voorwaarde voor laminaire flow te garanderen en om interferentie met de onderwand te vermijden. Rond het gat zijn er 6 gaten voorzien met een schroefdraad. De schroefgaten zijn van de maat M5 en liggen op een steencirkel met diameter 70mm. Met deze schroefgaten kan dan een klep bevestigd worden.

3.1.5 Modulaire hartklepkoppeling

Zoals eerder besproken moet de hartklep voorzien worden in het tussenschot. Een belangrijke vereiste van het design is dat er verschillende kleppen getest moeten kunnen worden. Het is dus noodzakelijk dat de klep modulair kan ingebracht worden. Een andere belangrijke vereiste is dat er verschillende vormen getest moeten kunnen worden. Een laatste vereiste is dat de koppeling volledig waterdicht moet zijn zodat er geen waterverliezen zijn. Op onderstaande figuren is de 3D weergave en een dwarsdoorsnede te zien.



Figuur 3.4: 3D weergave van de hartklepkoppeling



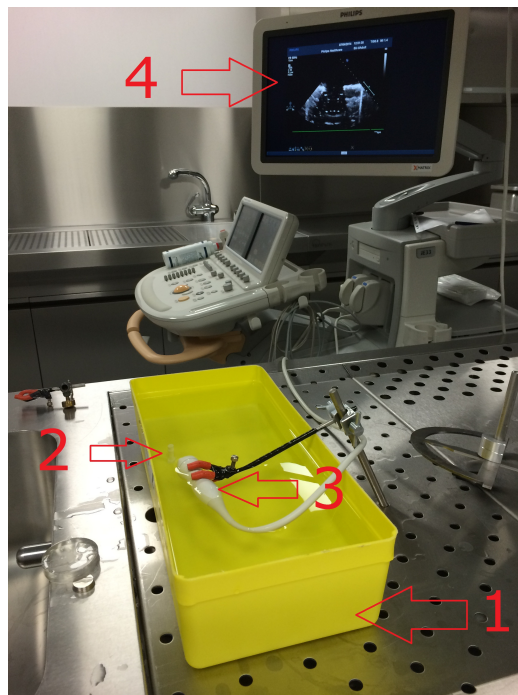
Figuur 3.5: Doorsnede van de hartklepkoppeling

De koppeling bestaat uit twee stukken. Tussen de twee stukken kan dan een koppeling geplaatst worden. Het linker gedeelte heeft een uitsparing die in het gat van het tussenschot past. Het rechter gedeelte past op het linker-gedeelte en kan met een schroef vast gemonteerd worden op het tussenschot. Op deze manier ontstaat er een holte waarin een klep geplaatst kan worden. In deze holte kan een cilindrische buis geplaatst worden die aan de binnenkant een bepaalde geometrie heeft. Op de buitenkant van deze buis moet een verdikking voorzien worden zodat deze in de koppeling geklemd kan worden. Deze cilindrische buis kan geprint of gefreesd worden. Door een rubberen ring tussen de koppeling en het tussenschot te plaatsten, voldoet dit design aan alle vereisten.

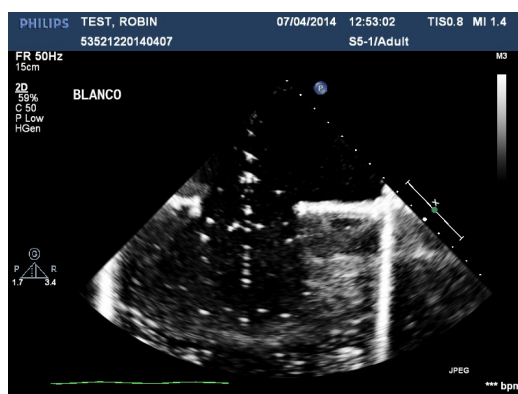
In eerste instantie is het de bedoeling dat er een statische ronde opening voorzien wordt met een vaste diameter. Deze diameter zal gemiddeld 1cm bedragen. Deze opening wordt in het ideale geval gelijk met de linker kant van het tussenschot geplaatst. In verdere stadia kunnen dan andere geometrische vormen zoals bijvoorbeeld een vernauwende ingang getest worden.

3.1.6 Echografie-vensters

In de opstelling moeten kijkgaten voorzien worden zodat er met een echo-sonde naar de klep gekeken kan worden. Dit venster moet goed doorlaatbaar zijn voor echo signalen en sterk genoeg om de druk in het linker compartiment te weerstaan. Om een optimale meting te kunnen doen, moet er in twee richtingen op de klep gekeken kunnen worden, loodrecht en dwars. Er moeten dus 2 vensters voorzien worden, één in de linker wand en één in de voorwand. De gaten hebben een even grote diameter als het gat voor de hartklep en staan op dezelfde hoogte. Omdat de bak verdeeld is in 2 compartimenten is het gat aan de voorzijde een halve maan. Hierdoor kan er zeker geen water lekken. Plexiglas heeft de eigenschap dat het zeer slecht echosignalen doorlaat. Daarom moet er een ander materiaal gebruikt worden dat kan dienen als venster. De volgende materialen werden getest op doorlaatbaarheid van echosignalen: polyvinylchloride, polydimethylsiloxaan, rubber, acrylaat en plastic waarmee baxters gemaakt worden. De volgende paragrafen beschrijven de resultaten van de echotest



Figuur 3.6: Opstelling voor het testen van materialen



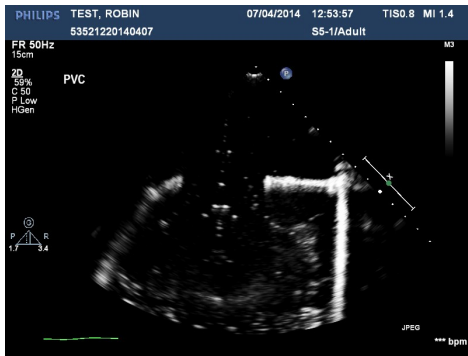
Figuur 3.7: Echobeeld van voorwerp zonder hindering

Voor het testen van de doorlaatbaarheid van ultrasone golven wordt er een echografiebeeld gemaakt van een bepaalde vorm onder water. Het echobeeld dat gevormd wordt, geeft de afstand van de echosonde tot het object weer. Eerst wordt er een beeld gemaakt van het voorwerp zonder dat er iets tussen zit. Dit beeld moet het meest nauwkeurig zijn en zal een referentie vormen voor de rest van de beelden. Een afbeelding van de opstelling is weergegeven op figuur 3.6. De gele bak (1) is gevuld met water. In deze bak is een langwerpige staafje (2) gebracht dat met de echosonde (3) bekeken wordt. Het beeld wordt dan weergegeven op het scherm (4).

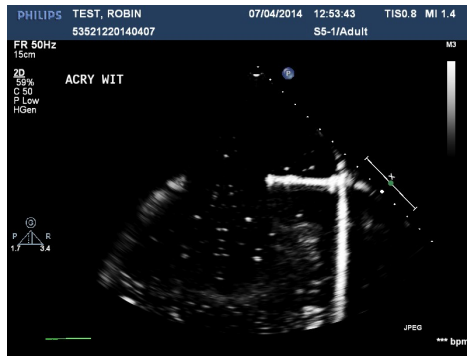
Het eerste beeld werd genomen zonder een materiaal tussen, enkel water. Dit beeld is het meest nauwkeurig en wordt als referentie gebruikt. Het echobeeld is weergegeven in figuur 3.7. De witte horizontale lijn aan de rechterkant van het beeld stelt het staafje voor. Op de rechterzijde van het beeld stelt elk bolletje 1cm voor. Het staafje staat dus op 8cm.

Op figuur 3.8 is het echobeeld te zien met PVC als hindernis. Als dit beeld vergeleken wordt met het beeld zonder hindernis dan is er te zien dat de echosignalen gedempt worden door het PVC. De afstand van het voorwerp blijft wel hetzelfde. Er kan dus gesteld worden dat het PVC de nauwkeurigheid van de echometing niet beïnvloed, maar dat er wel demping van het signaal optreedt.

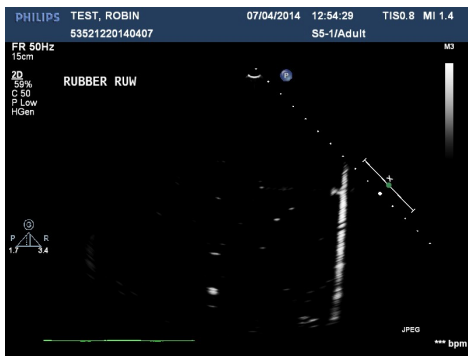
Op figuur 3.9 is het echobeeld te zien met acrylaat als hindernis. Het resultaat is vergelijkbaar met dat van PVC. Er is opnieuw te zien dat de nauwkeurigheid niet beïnvloed wordt, maar dat er wel een demping optreedt.



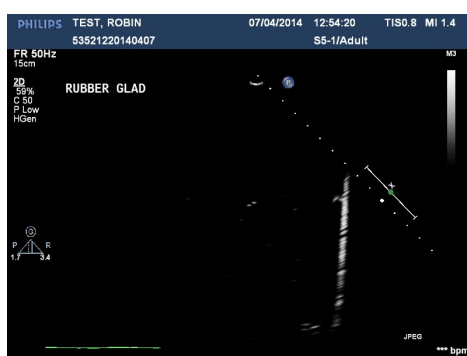
Figuur 3.8: Echobeeld met PVC als hindernis



Figuur 3.9: Echobeeld met Acrylaat als hindernis



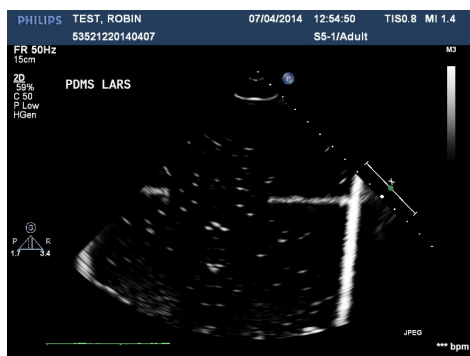
Figuur 3.10: Echobeeld met gladde rubber als hindernis



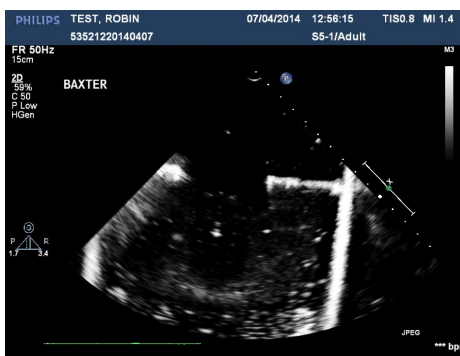
Figuur 3.11: Echobeeld met ruwe rubber als hindernis

Figuur 3.11 en 3.10 geven de echobeelden weer met ruwe en gladde rubber. Het voordeel van dit materiaal is dat het plooibaar is. Door de afgeronde kop van de echosonde kan er met dit materiaal toch volledig contact gemaakt worden. Toch is op de echobeelden te zien dat de demping zodanig groot is dat het voorwerp niet meer zichtbaar is.

Vervolgens is er op figuur 3.12 het echobeeld met PDMS als hindernis zichtbaar. Het voordeel van dit materiaal is ook dat het plooibaar is en dat het dus goed aansluit met de echosonde. De nauwkeurigheid echter is met dit materiaal niet verwaarloosbaar. Het staafje staat plots 1cm verder dan bij het referentiebeeld.



Figuur 3.12: Echobeeld met PDMS als hindernis

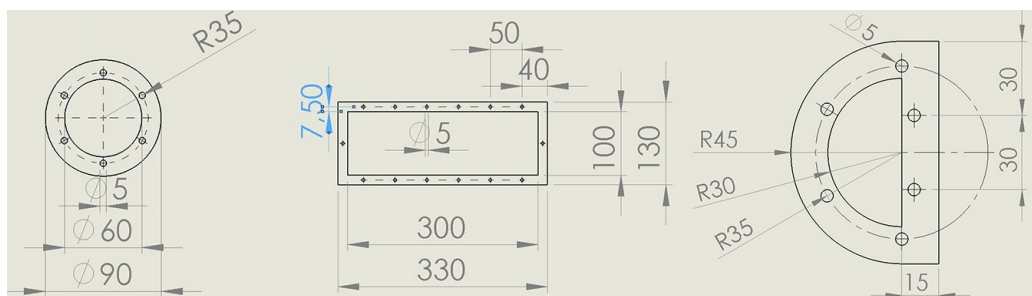


Figuur 3.13: Echobeeld met baxterfolie als hindernis

Ten slotte is op figuur 3.13 het echobeeld te zien met baxterfolie als hindernis. Er is te zien dat dit beeld het best overeenkomt met het referentiebeeld. Dit materiaal is ook plooibaar en sluit dus goed aan met de echosonde.

Er kan dus besloten worden dat de baxterfolie de beste oplossing is voor het probleem vanwege vele voordelen. Als eerste is het plooibaar. Hierdoor sluit de echosonde goed aan op het materiaal. Ook zijn de baxters in staat om grote drukken te weerstaan. Hierdoor zal het niet scheuren tijdens de simulatie. Ten slotte beïnvloedt dit materiaal de meting niet en is het gratis verkrijgbaar in het ziekenhuis.

In bovenstaande paragrafen is onderzocht welk materiaal het best is om als echenster te gebruiken. Er moet ook nog een manier voorzien worden om dit materiaal waterdicht tegen de wand te bevestigen. Hiervoor is er gebruik gemaakt van zowel plexiglazen als rubberen ringen. De baxterfolie en de rubberen ring kunnen tussen de wand van de bak en de plexiglazen stukken geklemd worden. Hiervoor zijn schroefgaten voorzien. Er moeten 3 rubberen dichtingen voorzien worden. Eén voor aan de voorkant, één voor aan de zijkant en één om het deksel aan de bovenkant goed af te sluiten. De dichtingen moeten op maat gemaakt worden omdat er op specifieke plaatsen gaten voorzien moeten worden om schroeven door te steken. Op figuur 3.14 zijn de dichtingen weergegeven. Deze sluitingen zijn gemaakt door 'Eriks Baudoin'.



Figuur 3.14: Technische tekening van de op maat gemaakte sluitingen

3.1.7 Sensor koppeling

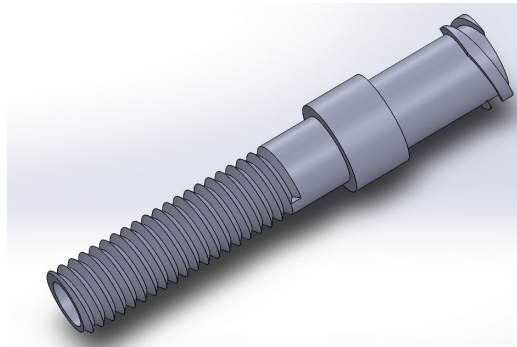
In deze opstelling moet de druk voor en na de klep gemeten kunnen worden. Hiervoor worden druksensoren gebruikt. Aangezien er in het ziekenhuis druksensoren ter beschikking zijn is dit een goedkope oplossing. Deze sensoren brengen wel een probleem met zich mee. Ze moeten in de wand van de bak kunnen geïntegreerd worden. Tijdens het ontwerp zijn 2 gaatjes voorzien, één voor de klep en één erna. De gaatjes staan op dezelfde hoogte als de klep en hebben een diameter van 7mm. Om de koppeling te maken is de druksensor ge-'reverse engineered'. Aan de hand van het model van de sensor is er dan een koppelstuk ontwikkeld dat in de wand kan geïncorporeerd worden. De sensor die gebruikt wordt, is op figuur 3.15 te zien. [10]



Figuur 3.15: Afbeelding van de truwave disposable pressure transducer

Het rechter uiteinde van de sensor heeft een klein stukje schroefdraad. Voor de koppeling moet er dus een stukje voorzien worden waarop deze schroefdraad past. Het eerste idee bestond uit een buisje dat verlijmd kon worden

in de wand. Aan het uiteinde van dit buisje kan dan de sensor gekoppeld worden. Het verlijmen van het buisje kan een groot probleem geven als het eventueel afbreekt. Als dat het geval is dan blijft er altijd nog wat plakken in de wand. Daarom werd er overgegaan op een ander design. Dit bestaat uit een soort van holle bout. Aan het uiteinde is opnieuw een connectie voor de sensor voorzien. Omdat er nu buitendraad voorzien is, kan het stuk ingeklemd worden in de wand met een moertje. Hierdoor kan het nog altijd vervangen worden. In figuur 3.16 is een weergave van de koppeling te zien. Dit koppelstuk is geprint met een object 30 3D printer. Deze machine heeft een zeer hoge resolutie van 600dpi in de x en y richting en 900dpi in de z richting. De dikte van de laagjes die geprint worden bedraagt 28 micron. [16]



Figuur 3.16: Afbeelding Sensorkoppeling na reverse engineering van de connectie met de druksensor

3.1.8 Kosten

Voor het fabriceren van de bak is er een offerte aangevraagd bij 2 bedrijven. Deze 2 bedrijven werden aangeraden door de universiteit van Hasselt vanwege de goede samenwerking. Deze 2 bedrijven zijn 'BAG Plastics NV.' en 'Acryplex BVBA.'. Er is gekozen voor 'BAG Plastics NV.' omdat dit bedrijf goedkoper was. Om de bestelling af te ronden moesten de technische tekeningen in DWG formaat aangeboden worden. Het totaalbedrag exclusief btw kwam neer op 612.43 euro. Dit was voor het materiaal, instelkosten van de machine en werkuren. De volledige offerte is in bijlage te vinden. Verder is er ook nog de kost van de op maat gemaakte sluitingen. De totaalprijs hiervoor bedraagt 70.97 euro. De grootste kost is de vracht- en behandelingskost. De volledige offerte van de sluitingen is in bijlage te vinden. Ten slotte is er ook nog de kost voor de hartklepkoppeling en de sensorkoppeling. De prijs hiervan bedraagt 150 euro.

3.2 Pompcircuit

3.2.1 Algemeen

In de literatuurstudie zijn 2 methodes besproken voor het regelen van het debiet, nl. de regelklep en de frequentieregelaar. Beide methodes hebben voor- en nadelen. Aangezien er zo weinig mogelijk turbulentie mag voorkomen in de simulator is er gekozen voor een frequentieregelaar. Er bestaan frequentieregelaars voor 1-fasige en 3-fasige motoren. Deze keuze van frequentieregelaar hangt dus af van het type pomp. De keuze van de pomp hangt af van het debiet dat er nodig is. Voor deze opstelling is een maximum debiet van 70 liter per minuut nodig. De pomp moet deze debieten dus zeker kunnen leveren.

3.2.2 De pomp

Zoals reeds vermeld is er een pomp nodig die in staat moet zijn om een debiet van 70 liter per minuut te halen. In het ziekenhuis zijn dompelpompen beschikbaar van het merk Ebara. Deze pompen leveren een debiet van 10 000 liter per uur. Dit is voldoende voor onze toepassing. De pomp is bedoeld voor zuiver water en kan onderwater gebracht worden. Er zit een enkel fasige motor in met 2 polen. Deze pomp kan dus in een waterbak geplaatst worden. Vanuit de waterbak kan de pomp water naar de inlet pompen. Door de outlet van de opstelling opnieuw in de waterbak te laten stromen, wordt er een gesloten circuit gerealiseerd.

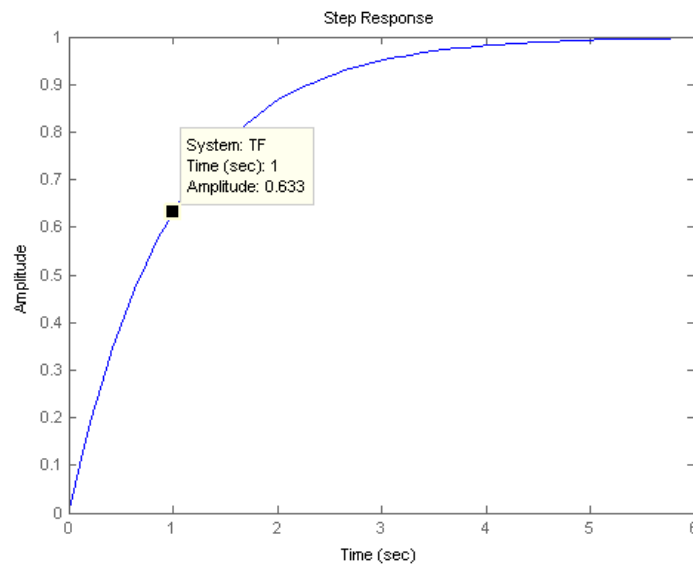
Als de pomp in een regelsysteem opgenomen moet worden dan moet de pomp eerst gedimensioneerd worden. Aan de hand van de dimensionering kunnen dan de juiste parameters voor de PID regeling bepaald worden. Dit wil zeggen dat de transfer functie van de pomp moet bepaald worden. Er kan gesteld worden dat de as van de motor voor een vertraging zorgt. Plotse veranderingen van het stuursignaal worden vertraagd door de as. De as heeft dus een integrerende werking met een bepaalde tijdsconstante. De pomp kan dus beschreven worden als een eerste orde systeem en de transfer functie is van de vorm zoals in vergelijking 3.1. Om een goede regeling te bekomen moet de tijdsconstante bepaald worden. [1]

$$TF = \frac{1}{1 + s\tau} \quad (3.1)$$

De tijdsconstante kan experimenteel bepaald worden. In het geval van de pomp is hetingangssignaal de frequentie en het uitgangssignaal toeren per minuut. De tijdsconstante kan bepaald worden wanneer er een staprespons aangelegd wordt. Dit wil zeggen voor tijden kleiner dan nul is de ingang nul en voor tijden groter of gelijk aan nul is hetingangssignaal 1 (zie vergelijking 3.2). In dit geval kan dit vertaald worden naar eeningangssignaal van 0Hz voor tijden kleiner dan nul en eeningangssignaal van 50Hz voor tijden groter of gelijk aan nul (zie vergelijking 3.3). Wanneer dit signaal aangelegd wordt, gaat de pomp aanlopen tot zijn maximaal toerental. Voor deze motor met 1 poolpaar wil dat dus zeggen 50 toeren per seconde. Een theoretisch verloop van de staprespons van transferfunctie 3.1 met een tijdsconstante van 1 seconde is getoond in figuur 3.17. Na 1 keer de tijdsconstante is het signaal gestegen tot 63.2 procent van zijn waarde. Na 5 keer de tijdsconstante mag men aannemen dat het signaal zijn eindwaarde heeft bereikt. [1]

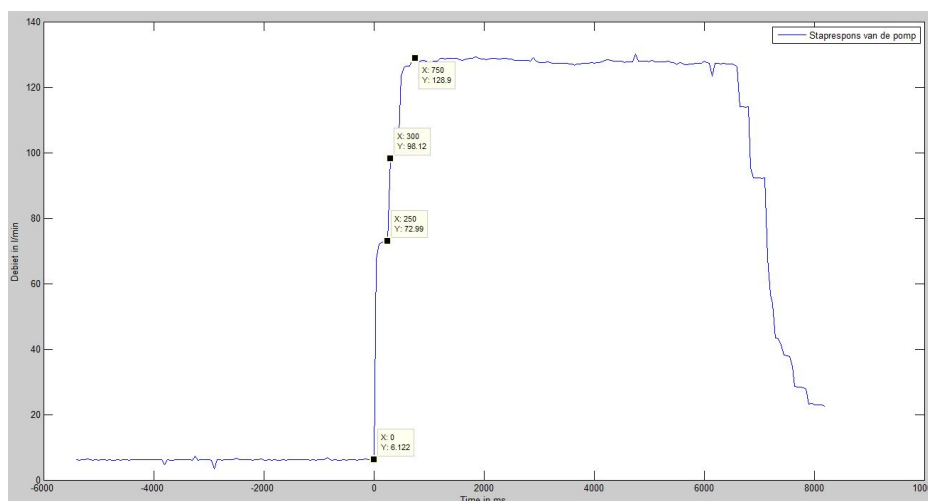
$$u_s(t) = \begin{cases} 0 & \text{if } x < 0 \\ 1 & \text{if } x \geq 0 \end{cases} \quad (3.2)$$

$$u_s(t) = \begin{cases} 0Hz & \text{if } x < 0 \\ 50Hz & \text{if } x \geq 0 \end{cases} \quad (3.3)$$



Figuur 3.17: Theoretische staprespons

Voor het bepalen van de tijdsconstante van de motor moet er dus een soortgelijke curve van de motor opgesteld worden. Hiervoor wordt een debietsensor gebruikt die het debiet van de pomp opmeet. Een labviewprogramma is in staat om de pomp van nul naar maximaal te sturen. Vervolgens wordt er om de 50ms een debietmeting uitgevoerd. De meetpunten worden opgeslagen en kunnen geplotted worden met matlab. Op figuur 3.18 is de staprespons weergegeven. Er is zichtbaar op de figuur dat de uitgang van de debietsensor niet helemaal nul is, dit komt door een kleine offset fout die er softwarematig uitgehaald kan worden. Er is ook te zien dat het 750ms duurt om tot een maximum van 128.9 l/min te komen. De tijdsconstante is dus de tijd wanneer het debiet zich op 76.49l/min bevindt (63.2 procent van het maximum). In dit geval ligt deze tijd dus ergens tussen de 250 en de 300 ms. Wanneer de parameters van de regeling bepaald worden dan moet er rekening gehouden worden met deze tijdsconstante. We kunnen de tijdsconstante vrij nauwkeurig schatten door gebruik te maken van interpolatie. Dit levert een tijdsconstante van 256.9 ms.

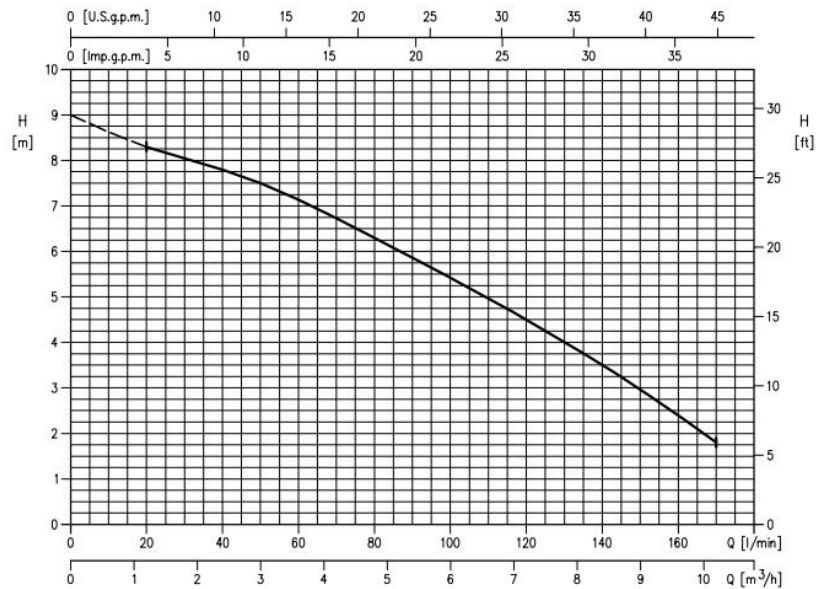


Figuur 3.18: staprespons van de pomp

3.2.3 Leidingen

Voor het aansluiten van de pomp op de bak is er gekozen voor standaard druk PVC PN16 met een diameter van 40 mm. Door de keuze van deze diameter moeten er nergens verloopstukken geplaatst worden. PVC met een diameter kan zowel op de pomp als op de bak met een koppelstuk aangesloten worden. Een klein knelpunt in het circuit is dat de pomp lager staat dan

de ingang van de bak. Dit kan er eventueel voor zorgen dat het maximaal debiet niet gehaald kan worden. Hiervoor moet er gekeken worden naar de prestatiecurve van de pomp. Deze is te zien op figuur 3.19. Op deze curve is goed te zien dat er geen debietverlies is zolang er niet hoger gepompt wordt dan 1.75 meter. In onze opstelling moet hier dus geen rekening mee gehouden worden aangezien we niet hoger dan 0.5 m pompen.



Figuur 3.19: Prestatiecurve van de Ebara Best One pomp

3.2.4 Kosten

Voor de kosten van dit deel van de opstelling is er beroep gedaan op de technische dienst van het ziekenhuis. Zij hebben een pomp gratis ter beschikking gesteld. Wat betreft de leidingen is de bestelling geplaatst via het ziekenhuis. Het totaalbedrag kwam neer op 29.07 euro exclusief btw. In deze prijs zat 4 m PVC buis, 4 koppelstukken, 4 bochten en 1 pot lijm. De volledige offerte van de PVC is in bijlage te vinden.

3.3 Frequentieregeling

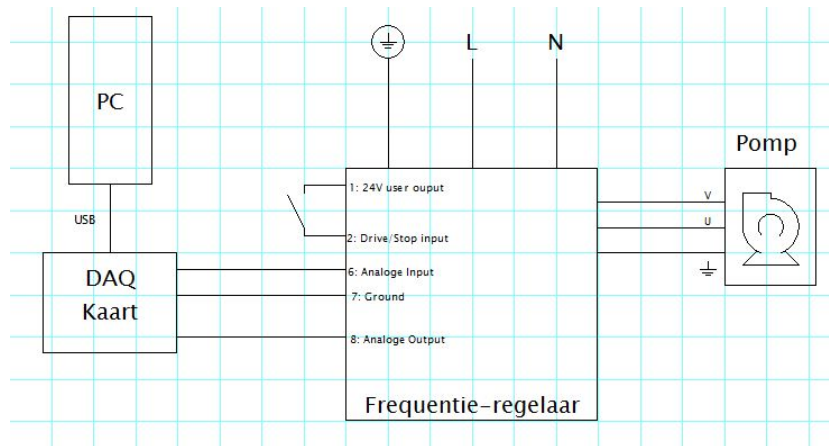
3.3.1 Algemeen

Voor het regelen van het debiet is er geopteerd om te werken met een frequentieregelaar. Er zijn verschillende regelaars op de markt en de juiste keuze hangt af van het type pomp. In de datasheet van de pomp is te vinden dat het gaat om een enkel fasige motor met een vermogen van 0.25 kW. Bij de keuze van de frequentieregelaar moet er dus zeker rekening gehouden worden met deze eigenschappen.

3.3.2 Regelaar

Op aanraden van de fabrikant is er gekozen voor een frequentieregelaar die besteld kan worden bij het bedrijf 'Indumex B.V.'. Er werd gekozen voor een 1 fasige frequentieregelaar die vermogens tot 0.37 kW aankan. Dit is ruim voldoende voor onze pomp. Deze regelaar heeft een voedingsspanning nodig van 230V. Deze kan rechtstreeks van het net genomen worden. De twee motorkabels en de aarding van de motor worden op de uitgang van de frequentieregelaar aangesloten. Op die manier kan de motor gevoed worden. Buiten deze aansluitingen zijn er ook nog controle aansluitingen. Er is een 24V User Output die gebruikt kan worden om eventuele sensoren te voeden. Er is een Digitale input die gebruikt kan worden als drive/stop schakelaar. Als er een 1 op deze pin staat dan is de regelaar enabled. Ten slotte is er ook nog een analoge input die gebruikt kan worden om een signaal van 0-10 te ontvangen. Aan de hand van de ontvangen spanning op deze input bepaalt de regelaar de uitgangsfrequentie. Op figuur 3.20 is het connectieschema van de regelaar te zien.

Voor het aansturen van de frequentieregelaar wordt gebruik gemaakt van labVIEW. LabVIEW is een grafische programmeertaal die uiterst geschikt is voor regeltechniek en data acquisitie. Er is ook een 'Data-acquisition'-kaart nodig om signalen te ontvangen en naar buiten te sturen. In deze toepassing wordt er gebruik gemaakt van de National Instruments DAQ X series. Op het connectieschema lopen 3 draden van de DAQ-kaart naar de frequentieregelaar. Als eerste wordt de grond doorverbonden aan pin 7 zodat er een potentiaalverschil kan ontstaan tussen pin 6 en 7. Op pin 7 wordt het variabel spanningssignaal aangelegd om de frequentie te sturen. Pin 8 van de frequentieregelaar wordt verbonden met een analoge input van de DAQ-kaart. De frequentieregelaar stuurt een spanningssignaal tussen 0 en 10V uit



Figuur 3.20: Connectieschema van de regelaar

Tabel 3.1: De instellingen van de frequentieregelaar

Max frequency	50 Hz
Min frequency	0 Hz
Motor rated current	0 Hz
Motor rated voltage	230 V
Motor rated frequency	50 Hz

afhankelijk van zijn ingestelde frequentie. Dit signaal kan gebruikt worden om de effectieve frequentie van de regelaar te controleren.

In bovenstaande paragraaf zijn de belangrijkste aansluitingen van de frequentieregelaar besproken. Er zijn ook nog instellingen die in de regelaar zelf ingesteld kunnen worden. De maximum en minimum frequentie parameters kunnen gebruikt worden om de frequentie te regelen binnen een bepaalde range. De 'motor rated voltage', 'motor rated current' en 'motor rated frequency' moeten ook ingesteld worden. Dit zijn belangrijke parameters die uit de datasheet van de pomp gehaald kunnen worden. Als deze parameters niet goed ingesteld zijn, bestaat de kans dat de motor stuk gaat door overvoeding. Tabel 3.1 geeft de belangrijkste instellingen weer.

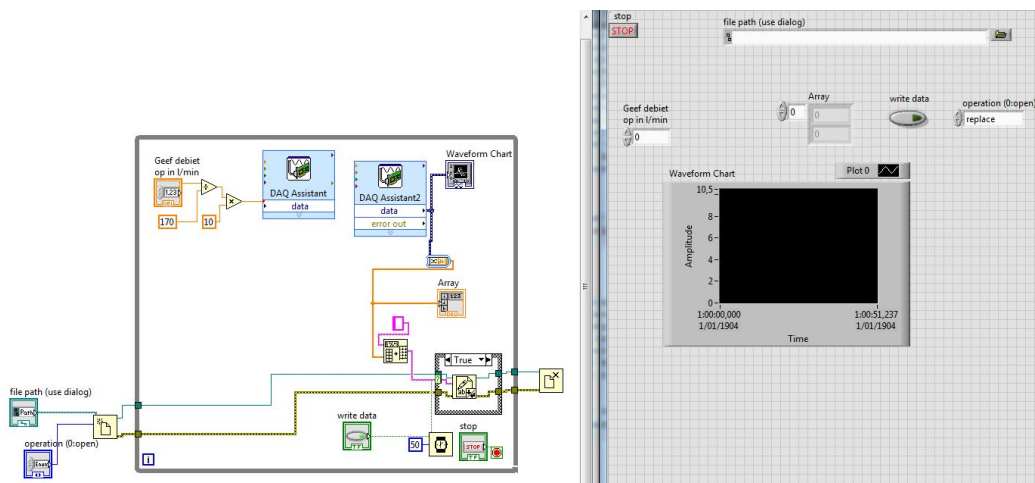
3.3.3 Programma

De pomp kan een debiet leveren tussen 0 en 170 l/min. Hiervoor voorzien we een userinput in het labVIEW programma. Deze range van debieten moet gemapt worden op een spanningssignaal van 0-10 V. Dit kan simpelweg gedaan worden door de userinput te delen door 170 en vervolgens te vermenigvuldigen met 10. Op die manier wordt er altijd een signaal tussen de 0 en 10 verkregen. Dit signaal kan dan via de DAQ-kaart naar de frequentieregelaar gestuurd worden. Per eenheid verandering van debiet (l/min) is er een spanningsverandering van 0.059 V. Dit komt overeen met een frequentieverandering van ongeveer 0.29 Hz. De resolutie van dit systeem wordt bepaald door de frequentieregelaar. Deze is nauwkeurig tot op 0.1 Hz. Er kunnen dus 500 verschillende frequenties gestuurd worden. Het debiet kan dus verhoogd of verlaagd worden met stappen van 0.34 l/min (170/500)

In het programma wordt er ook een mogelijkheid voorzien om de data van de frequentieregelaar te loggen. Hiervoor moet er een pad opgegeven worden naar waar er geschreven moet worden. Er kan gekozen worden om een nieuw bestand te maken, een bestand te vervangen of om data bij een bestand in te voegen. Als het programma opstart, wordt dit bestand eerst geopend. In de 'While-loop' wordt de data constant weggeschreven aan een frequentie van 20Hz. De data die ontvangen wordt van de DAQ-kaart wordt eerst geconverteerd naar een array van doubles. Omdat er weggeschreven wordt naar een textfile moeten deze doubles nog geconverteerd worden naar strings. Wanneer het programma stopt, wordt de textfile gesloten. Er is ook nog een knop voorzien die aangeschakeld moet worden om data effectief weg te schrijven. Op die manier kan het programma ook lopen zonder data te schrijven. Een overzicht van het LabVIEW programma is weergegeven in figuur 3.21.

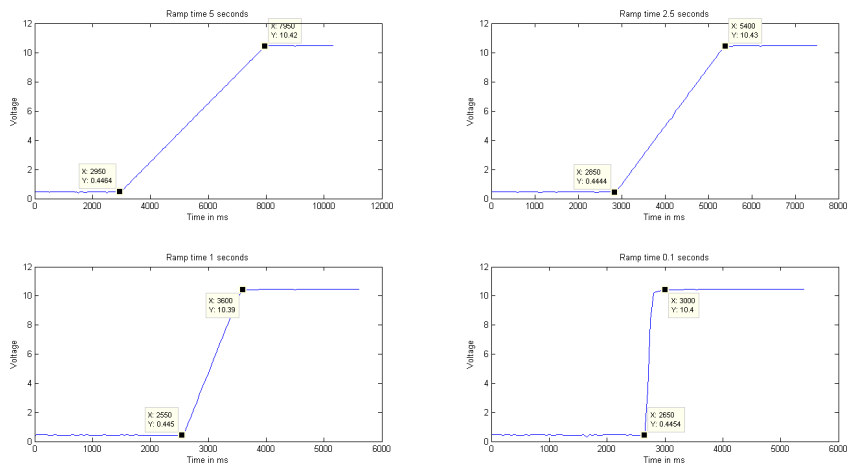
3.3.4 Karakterisatie

Een belangrijke eigenschap van de frequentieregelaar is de aanlooptijd. Deze parameter kan ingesteld worden en staat standaard op 5 seconden. Dit wil zeggen dat het 5 seconden duurt voor de frequentieregelaar van 0 tot 50Hz is opgelopen. Voor het karakteriseren van de regelaar kunnen de aanlooprampen in kaart gebracht worden op een grafiek. Hiervoor laten we het debiet onmiddellijk van 0 tot 170 l/min gaan. Vervolgens kan er dan om de 50ms een sample genomen worden van de uitgangsspanning om zo het verloop van de frequentie in kaart te brengen.

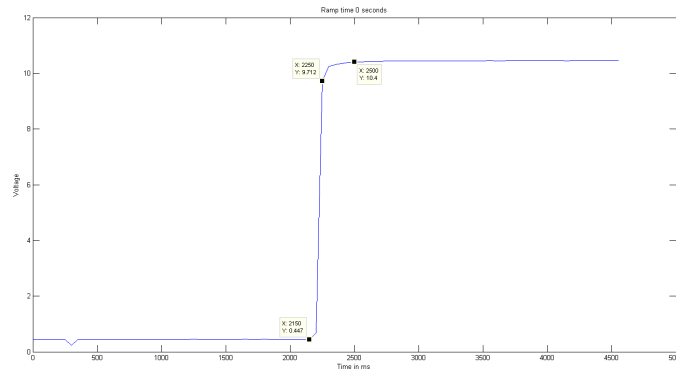


Figuur 3.21: Schermafbeelding van het labviewprogramma

Op figuur 3.22 is het frequentie verloop van de regelaar bij verschillende aanlooptijden weergegeven. De frequenties zijn gesampled om de 50ms. Bij ramptijden van 5s, 2.5s en 1s komen de waarden mooi overeen. Maar vanaf een ramptijd van 0.1s kan er vastgesteld worden dat de frequentieregelaar eigenlijk 0.35s nodig heeft om aan zijn maximum te geraken. Als de ramptijd van de regelaar op 0 seconden wordt ingesteld dan is er opnieuw te zien dat de effectieve tijd die nodig is om tot zijn maximum te komen 0.4 seconden bedraagt. Dit is weergegeven op figuur 3.23.



Figuur 3.22: Het frequentieverloop van de regelaar bij verschillende ramptijd instellingen



Figuur 3.23: Het frequentieverloop van de regelaar bij ramptijd instelling van 0 seconden

Er kan dus besloten worden dat de frequentieregelaar zelf ook een bepaalde tijdsconstante heeft. Deze komt overeen met de tijd die nodig is om op 66.2 procent van zijn eindwaarde te geraken. In dit geval is dat op 6.59V. Op de grafiek is te zien dat na 100 ms de regelaar een waarde van 9.71V heeft bereikt. De tijdsconstante ligt dus tussen de 50 en de 100 ms. Bij een ramptijd van groter dan 1 seconden is het verloop van de staprespons lineair.

3.3.5 Kosten

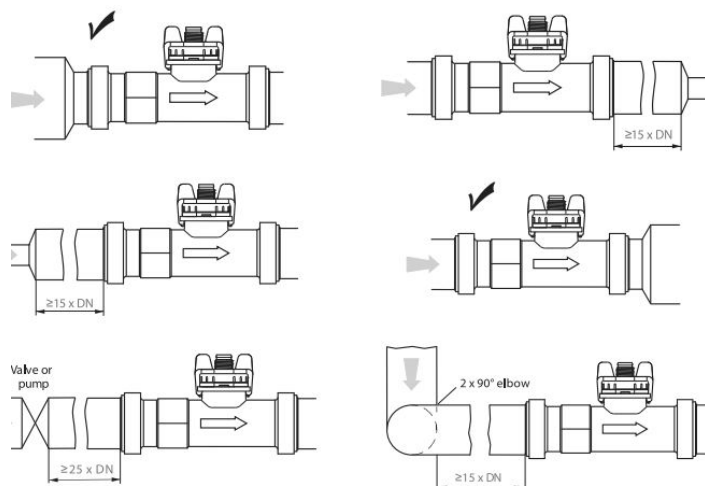
Zoals eerder besproken is een frequentieregelaar relatief duur maar aangezien er liefst zowenig mogelijk drukverlies is, is er toch gekozen voor een frequentieregelaar. Het budget liet toe om een regelaar te kopen van 232 euro plus 14 euro verzendkosten, exclusief btw.

3.4 Debietmeting

3.4.1 Sensor

Voor het meten van het debiet kan er gebruik gemaakt worden van een debietsensor. Voor onze toepassing is een debietsensor nodig die debieten van maximaal 70 liter per minuut moet kunnen meten. Dit is een vrij hoge range dus deze sensoren zijn vaak duur, zeker als er met elektromagnetische sensoren gewerkt wordt. Er is gekozen om te werken met een vortex sensor van het merk Huba Control. De sensor is besteld bij 'Retec NV.' en heeft een kostprijs van 264 euro. De sensor moet tussen de leiding bevestigd worden met schroefdraad. De range van de sensor ligt tussen 1.8-150 l/min. Dit is ruim voldoende voor onze toepassing. Deze sensor kan opgenomen worden in een regelkring om zo tot een stabiel systeem te komen.

De plaatsing van de sensor moet goed gekozen worden. Op figuur 3.24 zijn enkele restricties voor plaatsing weergegeven. Een verbreding voor of een vernauwing achter de sensor moeten minstens op 15 keer de diameter van de buis gelegen zijn. Ook moet een bocht voor de sensor op 15 keer de diameter van de buis gelegen zijn. De sensor heeft een diameter van 25mm, er moet dus zeker een rechte strook van 375 mm voorzien worden voor de sensor.



Figuur 3.24: Restricties voor plaatsing van de sensor

3.4.2 Uitlezing

De gekozen sensor kan uitgelezen worden met een spanningssignaal en heeft 3 connectoren. Aan één van de connectoren moet een voedingsspanning aangelegd worden tussen 11.5V en 33V. De tweede connector moet met de grond verbonden worden. De laatste connector kan dan gebruikt worden om de spanning uit te lezen. Deze spanning wordt uitgelezen met de DAQ kaart die ook gebruikt wordt om de pomp aan te sturen.

Het debiet moet berekend worden uit het spanningssignaal dat opgenomen wordt door de DAQ kaart. Voor deze berekening kan er beroep gedaan worden op de debietformule die mee geleverd is in de datasheet van de sensor (formule 3.4). De term Q_0 is een offset die afhankelijk is van de viscositeit van de vloeistof. Deze offset kan uit de karakterisatiecurve gehaald worden (zie figuur 3.25).

$$Q = 15.0 * U_{out} - Q_0 \quad (3.4)$$

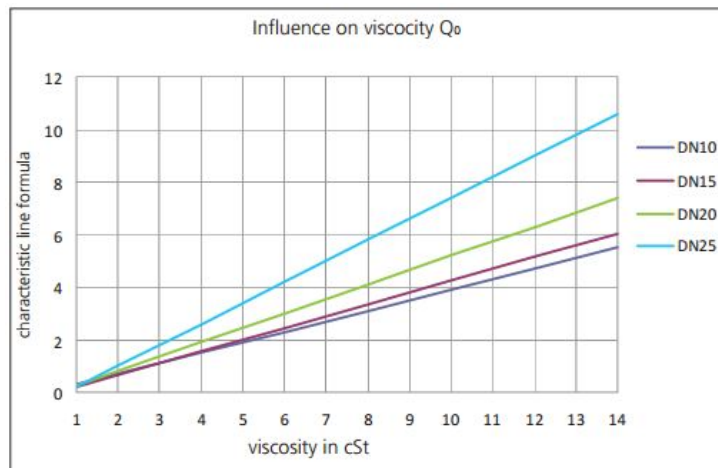
met

$Q = \text{debiet}$

$U_{out} = \text{uitgangsspanning}$

$v = \text{viscositeit in cSt}$

$Q_0 = \text{offset}$



Figuur 3.25: Karakterisatiecurve van de debietsensor

In deze opstelling wordt er gewerkt met de DN25 sensor. De viscositeit van water is afhankelijk van de temperatuur. In de opstelling wordt gewerkt met kraantjeswater van circa 15 °C. De viscositeit van water bij 15 °C bedraagt 1.14 cSt. Er wordt hier wel een kleine fout gemaakt aangezien de viscositeit van water niet exact gelijk is aan kraantjeswater. Uit de grafiek en de mee-geleverde formule kan dan berekend worden dat Q_0 gelijk is aan 1.712. Het minimaal debiet dat gemeten kan worden hangt ook af van de viscositeit en kan berekend worden met formule 3.5. Het minimale debiet dat er gemeten kan worden bedraagt 7.14 l/min.

$$Q_{min} = v + 6.0 \quad (3.5)$$

met

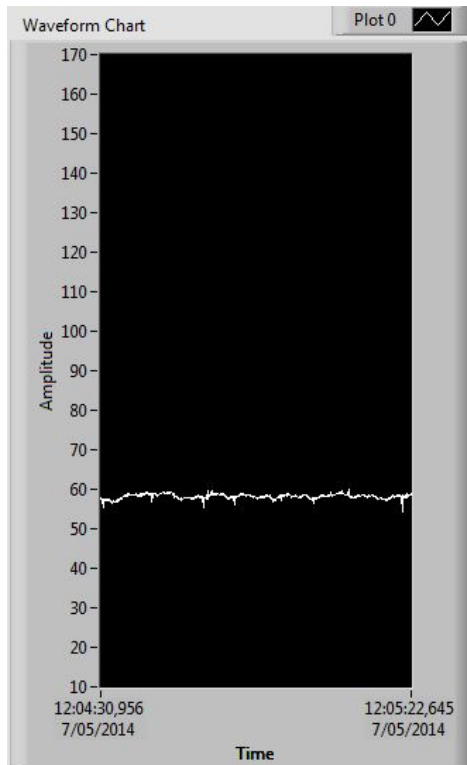
Q_{min} = minimaal meetbaar debiet

v = viscositeit in cSt

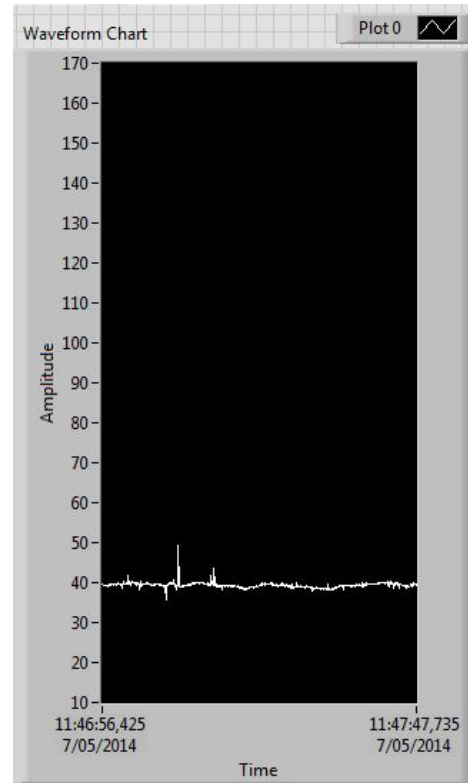
Bij het uitlezen van de sensor moet er wel nog rekening gehouden worden met een offset. Bij het opmeten van de tijdsconstante van de pomp werd er vastgesteld dat, wanneer de pomp niet aangestuurd wordt, er toch een klein debiet gemeten wordt. Voor een zeer nauwkeurige meting moet deze offset er dus uitgehaald worden. De offset is niet elke keer constant maar varieert tussen de 3 en de 7 l/min. Om de offset te elimineren moet de sensor in het begin dus eerst gekalibreerd worden. Hiervoor worden bij het opstarten de eerste 100 meetpunten bijgehouden wanneer de pomp nog niet aangestuurd wordt. Van deze 100 meetpunten wordt dan het gemiddelde berekend. Dit gemiddelde is de offset en wordt van alle volgende metingen afgetrokken. In de opstelling wordt er om de 50ms een meetpunt genomen. Het duurt dus 5 seconden voor de offset volledig uit de metingen gehaald is. Er moet dus ook 5 seconden gewacht worden met het aansturen van de pomp om de offset juist te bepalen.

Zoals hierboven vermeld werkt deze sensor op het vortex principe. Voor een nauwkeurige meting moet er dus gezorgd worden dat er zo weinig mogelijk lucht door de leidingen stroomt. Als er meer lucht door de debietsensor stroomt dan komt er veel meer ruis op het gemeten signaal. Op figuur 3.26 en 3.27 zijn 2 gemeten signalen zichtbaar. Het eerste signaal is gemeten wanneer de pomp in een extra reservoir staat. Bij het rondpompen van water stroomt er aan de rechter kan van de bak water in een opvangreservoir. Het instromen van water in dit reservoir zorgt voor luchtbellens. Deze luchtbellens worden dan door de pomp aangezogen en door de leidingen gepompt. Het gemeten signaal is dus helemaal niet stabiel en heeft veel uitschieters. Dit is goed

zichtbaar op figuur 3.27. Dit probleem kan opgelost worden door de pomp in het rechter compartiment van de bak te plaatsen. In dit compartiment zijn geen luchtbelllen. De pomp kan dus ook geen extra luchtbelllen in het systeem introduceren. Het systeem is nu een beetje stabiel en er zijn geen grote uitschieters meer. Dit is duidelijk te zien op figuur 3.26.



Figuur 3.26: Meetsignaal van de debietsensor met de pomp in het rechter compartiment

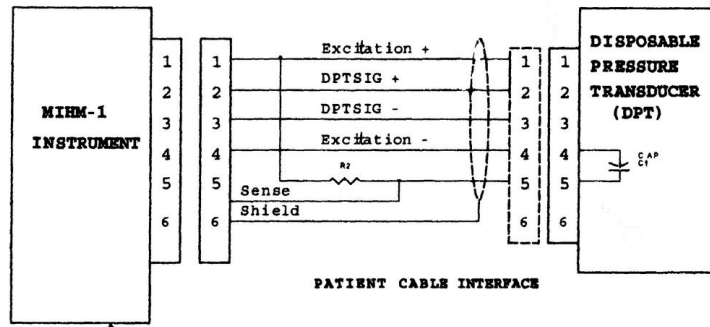


Figuur 3.27: Meetsignaal van de debietsensor met de pomp in een reservoir langs de bak

3.5 Sensoruitlezing

Voor het monitoren van de druk wordt er gebruik gemaakt van de 'Tru-Wave Disposable Pressure Transducer'. Deze sensoren zijn gratis ter beschikking in het ziekenhuis. Er is een koppeling voorzien waarmee de sensoren aangesloten kunnen worden. Op die manier is er een overzicht van de druk voor en na de klep. De druksensoren geven een uitgangsspanning van $5\mu\text{V}$ per volt voedingspanning per mm kwik. De maximale overdruk die

gemeten kan worden is 300 mmHg. De sensor heeft 6 draden. Deze draden zijn weergegeven op figuur 3.28. Twee van de draden zorgen voor de voedingsspanning, op twee andere draden kan het signaal gemeten worden en de laatste twee draden kunnen gebruikt worden als shield.



Figuur 3.28: Pinout van de TruWave Disposable Pressure Transducer

Er wordt opnieuw gebruik gemaakt van de DAQ kaart om de sensoren uit te lezen. Op de DAQ kaart is een spanning van 5 V ter beschikking, deze wordt gebruikt om de sensor te voeden. Met twee analoge inputs kan dan het signaal van de sensor uitgelezen worden. Met een voedingsspanning van 5 V, is er dus een spanningsverandering van $25 \mu\text{V}$ per mmHg. Aan de hand van de spanning die gemeten wordt, kan de druk dus berekend worden. In het ziekenhuis is er een labview-module ter beschikking die in staat is om deze sensoren uit te lezen. Aan deze module zijn enkele kleine aanpassingen gebeurd zodat het in het programma van de simulator opgenomen kan worden.

3.6 Kosten

In bovenstaande secties werd telkens in het kort de kosten besproken. Hier wordt nog eens een overzicht gegeven van alle kosten om zo tot een totaalprijs te komen. Alle kosten zijn weergegeven in tabel 3.2. De grote kosten zijn weergegeven plus een varia kost. In deze varia kost zitten enkele kleine kosten zoals schroefjes, een stekker, etc. De totale kostprijs van de opstelling bedraagt 1422,44 euro. Als dit vergeleken wordt met het vooropgesteld budget van 3000 euro dan kan er besloten worden dat er nog ongeveer 1500 euro overblijft. Dit deel van het budget kan eventueel gebruikt worden voor verdere ontwikkelingen van de simulator.

Tabel 3.2: Alle kosten

Prijs van de bak	612,43 euro
Prijs van de dichtingen	70,94 euro
Prijs van de koppelingen	150,00 euro
Prijs van de leidingen	29,07 euro
Prijs van de frequentieregelaar	246,00 euro
prijs van de debietsensor	264,00 eruo
Varia	50,00 eruo
Totaal	1422,44 euro

Hoofdstuk 4

Resultaten en conclusie

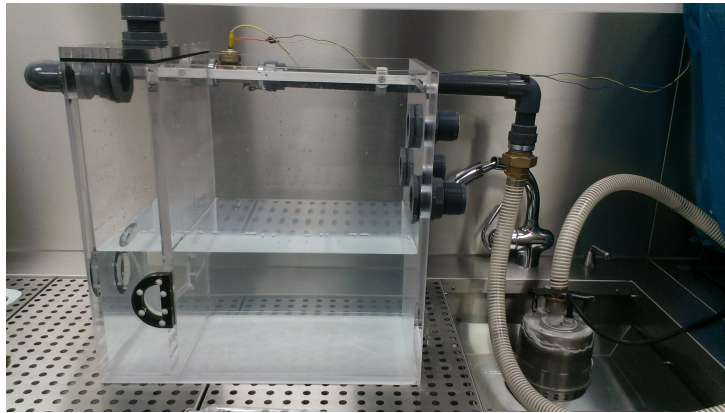
4.1 De Plastig Dog

4.1.1 De opstelling

Het belangrijkste resultaat van deze masterproef is de volledige opstelling in zijn geheel, de 'Plastic Dog'. Er is een systeem ontwikkeld dat toelaat om verschillende soorten hartkleppen te onderzoeken met verschillende debieten. Het onderzoeken van deze kleppen kan gebeuren door drukprofielen te meten of door gebruik te maken van een echotoestel. Een afbeelding van de opstelling is weergegeven op figuur 4.1. Het belangrijkste onderdeel is de plexiglazen bak. Dit is de behuizing van het systeem. Er is rekening mee gehouden dat plexiglas niet goed doorlaatbaar is voor echosignalen. Er zijn andere materialen getest die wel goed doorlaatbaar zijn voor echosignalen. Het beste materiaal blijkt baxterfolie te zijn. Er zijn ook speciale rubberen dichtingen ontworpen om het systeem helemaal water- en luchtdicht te houden. Voor het meten van de druk is er een speciale koppeling ontworpen die ingeklemd kan worden tussen de wand. Op die manier kunnen de druksensoren van het ziekenhuis gebruikt worden. Ten slotte wordt het closed-loop gedeelte gerealiseerd door PVC leidingen van in- naar outlet.

4.1.2 De regelkring

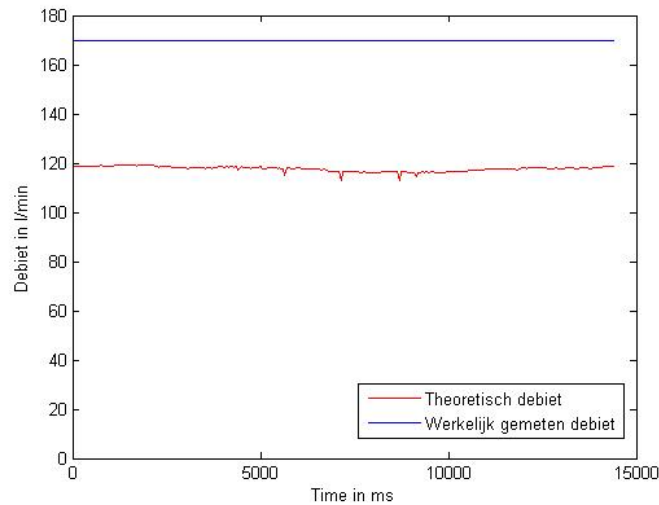
Een belangrijke vereiste van het systeem is dat er een nauwkeurig gekend debiet door de klep gestuurd wordt. Dit is gerealiseerd door een goede regeling te maken. Theoretisch kan de pomp 170 l/min pompen. Er werd gebruik gemaakt van een frequentieregelaar om deze pomp aan te sturen. Door de pomp met 50Hz aan te sturen zou er in principe 170 l/min gepompt moeten



Figuur 4.1: De opstelling van de simulator

worden. Aangezien de frequentie het toerental van de pomp lineair bepaalt, zou het debiet ook lineair moeten veranderen in functie van de frequentie. Per verandering van 1Hz zou er dus een debietverandering van 3.4 l/min moeten zijn. Als we de pomp op deze manier gebruiken spreken we van een sturing. Deze theoretische benadering houdt geen rekening met eventuele stoorfactoren zoals tegendruk, hoogte verschillen, etc. Op de grafiek in figuur 4.2 is in het blauw het theoretisch debiet weergegeven. Dit is het debiet wanneer de pomp maximaal aangestuurd wordt. In theorie dus 170 l/min. De rode lijn op de grafiek geeft het gemeten debiet weer. Dit debiet ligt een stuk lager als de 170 l/min. Dit verschil is vooral te verklaren door de tegendruk van het linker compartiment. Dit verschil is ook nooit constant. Bij het plaatsen van grotere of kleinere vernauwingen gaat de tegendruk variëren en dus ook het verschil tussen het theoretisch debiet en het gemeten debiet. Dit verschil kan geëlimineerd worden door over te gaan op een regeling.

Om een veel nauwkeuriger systeem te ontwikkelen moet er gewerkt worden met een terugkoppeling. In dit geval wordt er gesproken van een regeling in plaats van een sturing. Deze regeling is gerealiseerd door de pomp te dimensioneren en vervolgens een goede PID regeling te ontwerpen. Deze regelkring bestaat uit de frequentieregelaar, pomp en debietsensor. De frequentieregelaar en pomp dienen als sturend element, de debietsensor dient als metend element. Uit experimenten is gebleken dat de pomp een tijdsconstante van 257 ms heeft. Dit wil zeggen dat de pomp op ongeveer één vierde van een seconde van 0 tot zijn maximum is. Dit is redelijk snel. Bij het tunen van de regelaar moet er dus opgelet worden dat de proportionele versterking niet te groot gekozen wordt. De integrerende factor mag ook niet te hoog gekozen worden, dit kan leiden tot overshoot.



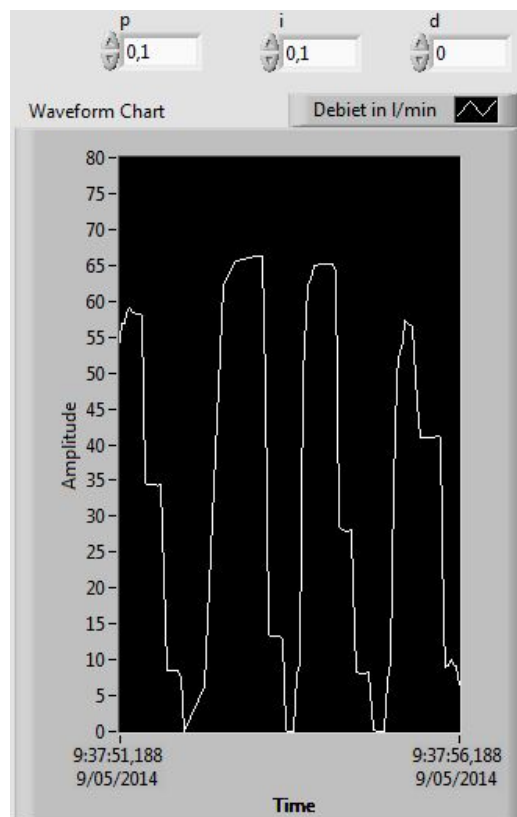
Figuur 4.2: Theoretisch debiet vs. gemeten debiet

Door het kiezen van de juiste parameters kan er dus een stabiel systeem ontworpen worden. Deze parameters zijn experimenteel bepaald. Op figuur 4.3 is het verloop van het debiet te zien bij een foute tuning van de regelaar. De proportionele en integrerende versterking zijn te groot gekozen. Hierdoor wordt het foutsignaal te sterk bijgestuurd en gaat het systeem in oscillatie. De parameters zijn boven aan de figuur weergegeven.

Op figuur 4.4 is een plot van het debiet weergegeven met goede parameters. Deze plot is gemaakt wanneer het debiet in de simulator van 15 l/min naar 25 l/min gaat. De proportionele en integrerende versterking zijn heel wat lager gekozen. Dit zorgt ervoor dat het systeem stabiel is en er geen overshoot is. Door deze klein gekozen parameters wordt het systeem wel trager. De regelkring doet er langer over om zijn gewenst debiet te bereiken. In de hartklep simulator is deze snelheid niet van belang. Op de figuur is zichtbaar dat er een mooie aanloop naar 25 l/min is. Er is in de simulator dus een stabiele regelkring gerealiseerd zonder overshoot en geen oscillatie.

4.1.3 Drukmeting

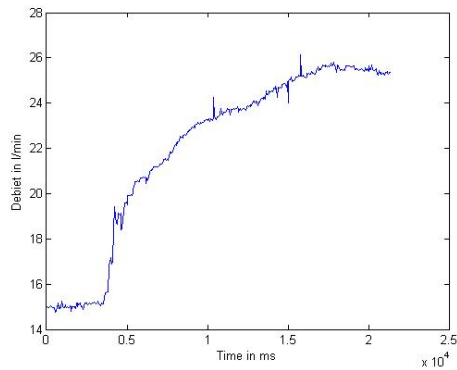
Een belangrijk onderdeel van de simulator is de drukmeting. Wanneer er water door de simulator gepompt wordt dan ontstaat er in het linker compartiment een drukopbouw. Het is gewenst dat de druk voor en na de klep gemeten kan worden. Hiervoor wordt er gebruik gemaakt van druksensoren



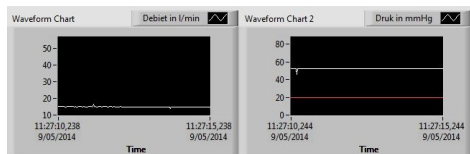
Figuur 4.3: Verloop van het debiet bij foute parameters

die beschikbaar zijn in het ziekenhuis. Ze worden uitgelezen met de DAQ kaart en de druk wordt weergegeven in millimeter kwik (mmHg). Op figuur 4.5 en 4.6 is het debiet en de druk weergegeven. De witte lijn is de druk in het linker compartiment en de rode is die in het rechter compartiment.

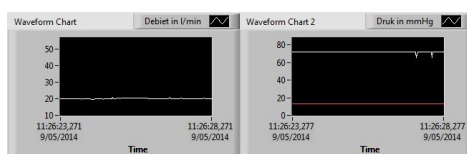
Het druksignaal dat gemeten wordt is redelijk onstabiel. Dit kan opgelost worden door het signaal door een gemiddelde filter te sturen. De filter die gebruikt wordt, neemt het gemiddelde van 25 samples. Door gebruik te maken van deze filter wordt er een stabiel signaal bekomen. Dit is ook te zien op figuur 4.5 en 4.6. Bij het verhogen van het debiet moet er meer water door dezelfde opening. De druk zou dus hoger moeten zijn bij hogere debieten. Op figuur 4.5 is te zien dat bij een debiet van 15 l/min de drukopbouw in het linker compartiment ongeveer 55 mmHg. Als het debiet stijgt dan verhoogt deze druk tot bijna 75 mmHg



Figuur 4.4: Verloop van het debiet wanneer men van 15 naar 25 l/min gaat



Figuur 4.5: Druk en debietprofiel bij een debiet van 15 l/min



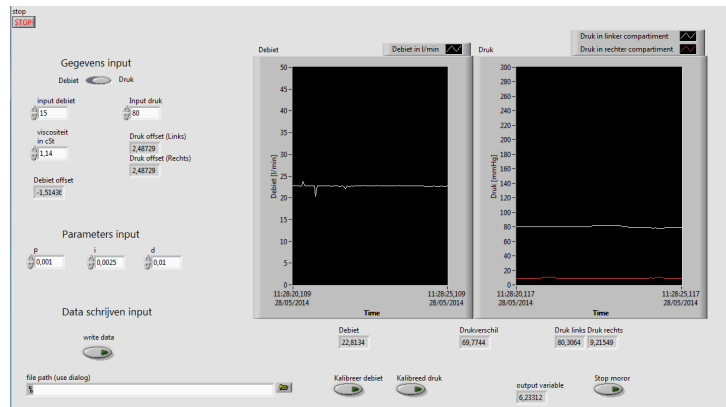
Figuur 4.6: Druk en debietprofiel bij een debiet van 20 l/min

De druk kan ook gebruikt worden als instelparameter. Er kan een druk gekozen worden. De pomp past hier zijn debiet op aan om die druk in het linker compartiment te genereren. Dit wordt ook gerealiseerd door een PID regeling. In het Labview programma kan gekozen worden welke parameter als instelparameter gebruikt wordt, de druk of het debiet. Op die manier wordt er een systeem met meer mogelijkheden gecreëerd.

4.1.4 Het programma

De simulator kan bediend en ingesteld worden via een programma dat in labview geschreven is. Op figuur 4.7 is een screenshot van het programma weergegeven. Het bestaat uit 5 grote delen. Als eerste is er de gegevensinput. Hier moet het gewenste debiet of de gewenste druk opgegeven worden. Met een toggle switch kan gekozen worden of de druk of het debiet ingesteld moet worden. Als tweede zijn er de parameter instellingen. Deze instellingen bepalen de regelkring. Door parameters aan te passen kan het systeem eventueel sneller gemaakt worden maar dan moet er opgelet worden dat het systeem niet onstabiel wordt. Als derde is er ook de mogelijkheid om gemeten data weg te schrijven naar een tekstbestand. Vervolgens is er ook nog het kalibreer gedeelte. Er zijn twee knoppen voorzien. Deze dienen voor de debietsensor en

de druksensoren te kalibreren. Ten slotte zijn er ook nog de grafieken. Deze geven de gemeten data in de simulator weer. Op de linkse grafiek wordt het debiet weergegeven en op de rechtse worden de twee drukken weer gegeven.

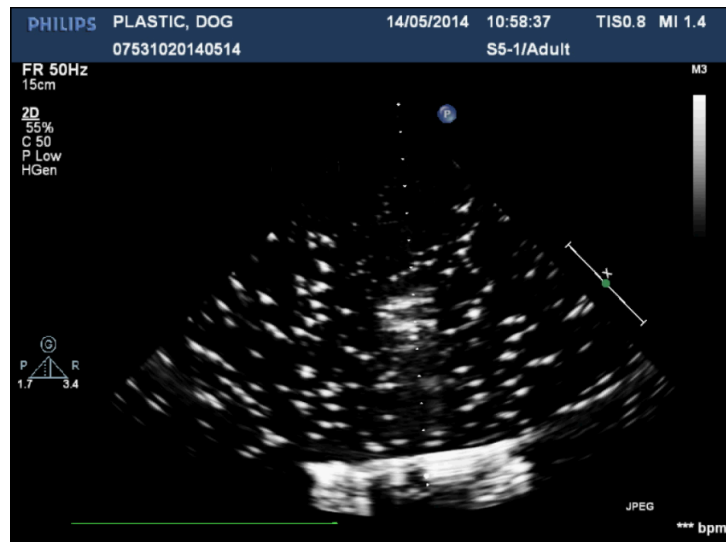


Figuur 4.7: Screenshot van het programma dat de simulator bestuurt

4.2 Echometingen

4.2.1 Debiet als constante

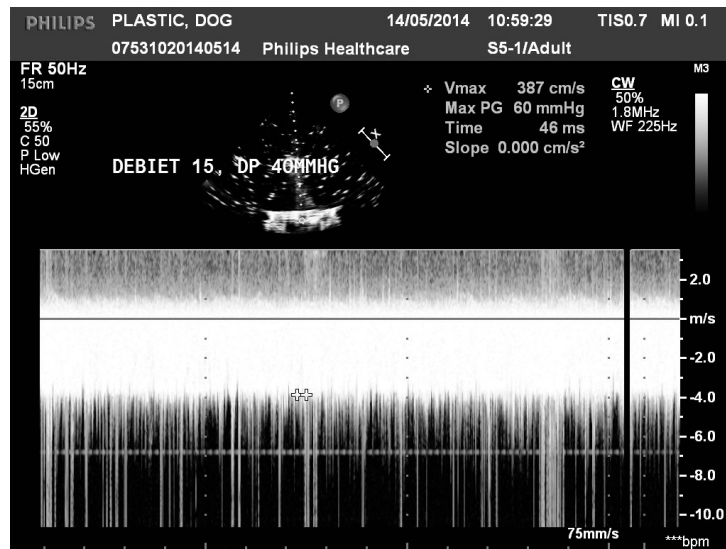
In de vorige sectie werd beschreven hoe de opstelling in zijn geheel werkt. Er werd beschreven wat het systeem allemaal kan en niet kan. In de volgende paragrafen worden de resultaten van de echotest beschreven. Voor de eerste testen wordt er in de simulator een vast debiet aangelegd. Dit debiet moet door een vaste opening van 1cm^2 . Hoe groter het debiet, hoe sneller het water door de opening gaat. De snelheid doorheen de opening zorgt voor een drukverschil tussen het linker en het rechter compartiment. Dit drukverschil wordt gemeten en op de laptop weergegeven. Tijdens de echometing kan er ook een drukgradiënt gemeten worden. Dit gebeurt via de wet van bernouilli en de maximaal gemeten snelheid. Op figuur 4.8 is een afbeelding van een echometing zichtbaar. De witte bolletjes stellen de luchtbelletjes in het water voor. De witte vlek onderaan het echobeeld stelt de klep voor. Elk stipje op de echoafbeelding stelt 1 cm voor. De klep ligt dus op 12.5 cm van de echosonde. Dit komt overeen met de afmetingen van het linker compartiment. Op de bewegende echo-beelden is ook duidelijk te zien hoe de luchtbelletjes door de opening gaan, en het verwachte stromingsprofiel volgen. Turbulentie van de luchtbelletjes komt niet voor.



Figuur 4.8: Echobeeld van de simulator

Als eerste test werd er een debiet van 15 liter per minuut aangelegd. Dit volume moet dus ook door de vernauwing in het tussenschot. Het drukverschil dat gemeten wordt bij dit debiet bedraagt 44.2 mmHg. Op figuur 4.9 is de echometing te zien. Tijdens deze meting wordt de snelheid door de klep geplotted op een tijd-as. Dit is ook te zien op figuur 4.9. Uit deze snelheid wordt dan het drukverschil geschat net voor en net na de vernauwing. In dit geval wordt dit drukverschil geschat op 60 mmHg. Deze waarde verschilt 15.8 mmHg van het gemeten drukverschil in de bak. Dit drukverschil kan verklaard worden door verschillende factoren. Het echotoestel berekent het drukverschil door gebruik te maken van de maximale snelheid doorheen de opening. Volgens de wet van Bernoulli moet er gewerkt worden met de gemiddelde snelheid. Dit zorgt dus voor een overschatting van het drukverschil. In de opstelling wordt de druk op 4 cm voor en 5.5 cm na de klep gemeten. Dit kan ook zorgen voor een kleine onderschatting van de druk. Ten slotte is er na de vernauwing eerst een verbreding tot 4 cm en daarna komt de stroom pas in de oneindige ruimte. Dit komt door de geometrie van de klepkoppeling. Al deze factoren kunnen voor een onderschatting van het drukverschil zorgen.

Vervolgens wordt er ook een test gedaan bij een debiet van 20 liter per minuut. Dit debiet wordt aangelegd in de simulator en er wordt een drukverschil van 75 mmHg gemeten. Dit is al beduidend hoger als bij een debiet van 15 liter per minuut. Op figuur 4.10 is de afbeelding van de echotest



Figuur 4.9: Echometing bij een debiet van 15 liter per minuut

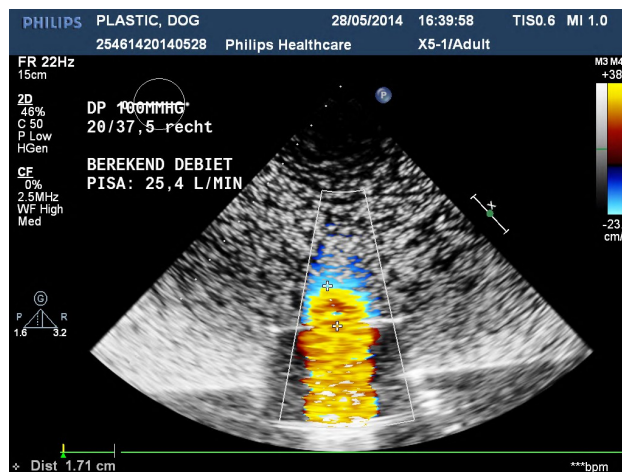
weergegeven. Op deze afbeelding is zichtbaar dat de echometing een drukverschil van 100 mmHg meet. Deze waarde verschilt 15 mmHg met die van de gemeten waarde door de sensoren. Dit verschil is opnieuw te verklaren door factoren die in de vorige paragraaf beschreven werden. De afwijking van de gemeten waarde door de sensoren en de gemeten waarde door het echotoestel is wel redelijk constant gebleven. Bij verdere metingen kan het verschil van 15 mmHg dus in rekening gebracht worden.



Figuur 4.10: Echometing bij een debiet van 20 liter per minuut

4.2.2 Druk als constante

In de simulator kan ook gekozen worden om een bepaald drukverschil tussen de 2 compartimenten aan te leggen. Om dit te realiseren gaat het debiet zich aanpassen tot dit drukverschil gerealiseerd is. Met het echotoestel kan ook het debiet bepaald worden. Hiervoor wordt er gebruik gemaakt van aliasing van het dopplersignaal. Op figuur 4.11 is te zien met welke snelheid de flow door de vernauwing gaat. Vlak voor de vernauwing is een halve cirkel te zien waar aliasing optreedt. De kleur slaat ineens om van blauw naar rood. Op die overgang is de snelheid gekend. Deze snelheid is af te lezen op de schaal. Het debiet kan nu berekend worden door de oppervlakte van die halve bol te vermenigvuldigen met de snelheid op die plaats.



Figuur 4.11: Debietbepaling via echometing

In het eerste geval werd er een drukverschil van 120 mmHg aangelegd. Bij dit drukverschil wordt er in de simulator een debiet van 28.5 l/min gemeten. Op figuur 4.11 is de echometing bij deze druk te zien. Net voor de vernauwing is de halve bol zichtbaar en deze heeft een straal van 1.6 cm. De oppervlakte van een halve bol kan berekend worden met formule 4.1 en bedraagt in dit geval 16cm^2 . De snelheid net op de overgang bedraagt 30 cm/s. Er stroomt dus een debiet van $482\text{cm}^3/\text{s}$ door de vernauwing. Dit is omgerekend 28.9 l/min. Dit komt goed overeen met de gemeten waarde in de simulator.

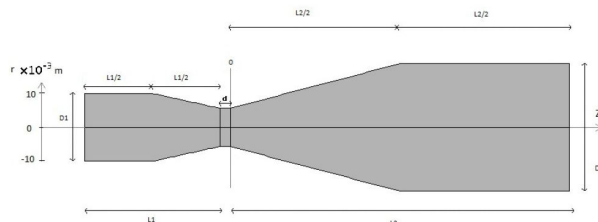
$$\text{Oppervlakte} = 4 * \pi * r^2 \quad (4.1)$$

In het tweede geval werd er een drukverschil van 100 mmHg aangelegd. Er werd nu een debiet van 26.2 l/min gemeten. De berekening van het debiet kan op analoge manier gemaakt worden als hierboven. Er ontstaat een halve cirkel met een straal van 1.71 cm. Dit wil zeggen dat er nu een debiet van 25.5 l/min gemeten wordt door het echotoestel. Dit komt weer goed overeen met de waarde gemeten door de simulator.

Uit deze testen kan besloten worden dat er een goede schatting van het debiet doorheen een vernauwing gemaakt kan worden door gebruik te maken van het echotoestel.

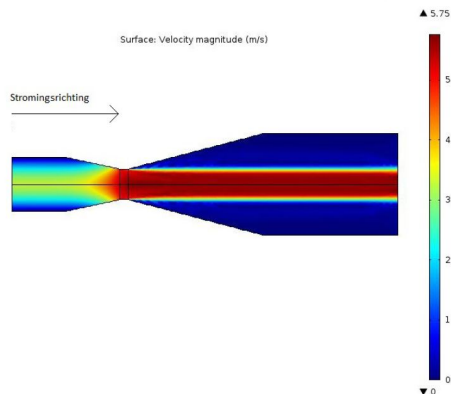
4.3 Comsol simulaties

In de vorige paragrafen werden de metingen die gedaan worden in bak vergeleken met echobeelden. In de volgende paragrafen worden de metingen van de simulator vergeleken met comsol simulaties. Comsol is een software pakket voor het modelleren en simuleren van wetenschappelijke problemen. Er kunnen simulaties gemaakt worden van een bepaalde flow door een vernauwing. Deze simulaties werden gemaakt door studenten fysica. Uit deze simulaties komen drukprofielen en snelheidsprofielen. Er werd een simulatie gemaakt met de geometrie die weergegeven is op figuur 4.12.[15]

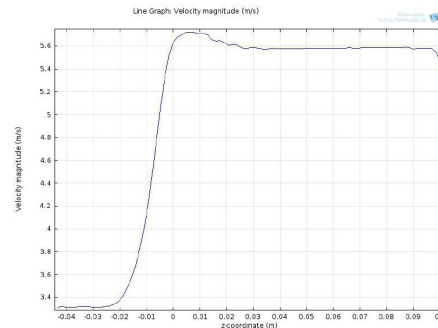


Figuur 4.12: Gesimuleerde vernauwing in comsol

Op figuur 4.13 en 4.14 is het verloop van de snelheid doorheen de vernauwing weergegeven. Er is zichtbaar dat de snelheid opbouwt tot aan de vernauwing. Na de vernauwing vormt er een jet. Uit de grafiek kan besloten worden dat de maximale snelheid net voorbij de 0 positie ligt. Dit is dus net na de vernauwing.[15]

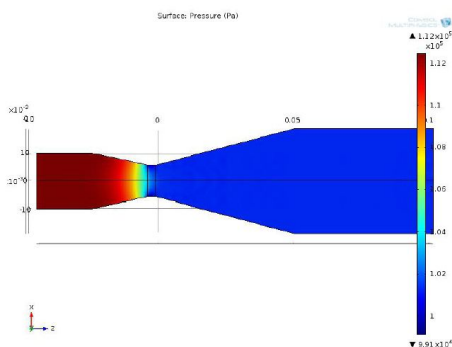


Figuur 4.13: Verloop van de snelheid doorheen de vernauwing

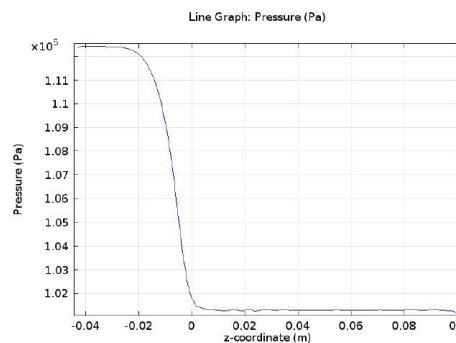


Figuur 4.14: Snelheidscurve doorheen de vernauwing.

Op figuur 4.15 en 4.16 is het verloop van de druk doorheen de vernauwing weergegeven. Er is duidelijk zichtbaar dat er een druk ophoping ontstaat voor de vernauwing. Toch is er net voor de vernauwing een drukval die constant wordt na de vernauwing. Dit is ook zichtbaar op de grafiek.[15]



Figuur 4.15: Verloop van de druk doorheen de vernauwing

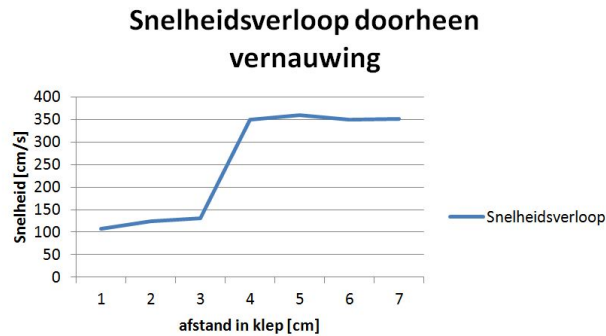


Figuur 4.16: Drukcurve doorheen de vernauwing.

4.3.1 Snelheidsprofiel

Uit de comsol simulaties is gebleken dat de snelheid opbouwt voor de vernauwing en zijn maximum bereikt net na de vernauwing. Er worden in de hartklep simulator met het echotoestel snelheidsmeting gedaan. Er wordt om de 10 mm een meetpunt genomen. Deze gemeten snelheden worden vervolgens op en grafiek gezet. Het resultaat is weergegeven op figuur 4.17.

Op de grafiek is te zien dat de snelheid voor de vernauwing opbouwt. De vernauwing ligt om 4 cm van de ingang. Net na deze vernauwing is op de grafiek ook het maximum te zien. Dit profiel komt goed overeen met het profiel dat door de simulaties gemaakt is.



Figuur 4.17: Gemeten snelheid in de hartklep simulator

4.3.2 Drukprofiel

Uit de comsol simulaties is gebleken dat de druk ophoopt voor de vernauwing. Net voor de vernauwing is er een drukval en erna blijft de druk constant. In de hartklepsimulator is de druk doorheen de vernauwing ook gemeten. Hiervoor werd gebruik gemaakt van een druk catheter. Met deze druk catheter werd de druk om de 10 mm gemeten. De bekomen meetpunten werden uitgezet op een grafiek die weergegeven is in figuur 4.18. Op deze curve is het drukprofiel ook zichtbaar. De opening van de klep ligt op 4 cm van de ingang. Op de grafiek is zichtbaar dat er een grote drukval is net voor 4 cm. Dit komt dus overeen met het drukverloop dat door comsol gegenereerd werd.



Figuur 4.18: Gemeten drukverloop in de hartklep simulator

4.4 Conclusie

Deze masterproef heeft geleid tot een werkende hartklepsimulator. Deze simulator voldoet aan alle vooropgestelde specificaties. Zo kan het debiet door de klep ingesteld worden tussen 15 en 70 liter per minuut. Ook kan er gekozen worden om een bepaalde drukgradiënt over de klep te zetten. Op die manier kan er gekeken worden hoe de klep reageert bij bepaalde debieten of drukken. In de simulator zijn ook vensters voorzien die toelaten om de klep te bestuderen met echocardiografie signalen. Echocardiografie metingen kunnen vergeleken worden met de reële gemeten waarden in de simulator om zo inzicht te krijgen over de vereenvoudigingen die het echotoestel maakt. Ten slotte is er ook een systeem ontwikkeld dat toelaat om allerhande kleppen in te bouwen in de simulator. Deze kleppen kunnen eventueel 3D geprint worden of er kan gewerkt worden met echte kleppen van dieren. Heel dit systeem is ontwikkeld binnen het vooropgestelde budget.

Zoals in de vorige paragraaf beschreven is, voldoet de simulator aan alle vooropgestelde eisen. Toch kunnen er nog altijd verbeteringen aangebracht worden. Zo kan een ventiel in het linker compartiment ervoor zorgen dat tijdens het opstarten van de simulator lucht in het linkercompartiment makkelijker weg kan. Verder zou het ook handig zijn voor de gebruiker als de aansluitingen van de sensoren en frequentieregelaar in een behuizing of op een PCB komen. Hierdoor kan het systeem makkelijker aangesloten worden.

Bibliografie

- [1] *Advanced System Dynamics and Control*. Massachusetts Institute of Technology, 2004.
- [2] Marco Beaufort. *Berekenen en selecteren van de juiste regelklep*, 2009.
- [3] Jose M. Rivero Bernard E. Bulwer. *The Transthoracic Examination*. Jones And Bartlett Publishers, 2011.
- [4] Tom Bruce. Flow measurement methods. *University of Edinburgh*, 2006.
- [5] Emotron. *Zo is het frequentie geregeld*. Bladel, 2001.
- [6] Plastics Europe. <http://www.plasticseurope.org/what-is-plastic/types-of-plastics-11148/engineering-plastics/pmma.aspx>.
- [7] Catherine M. I. Otto. *The Practice of Clinical Echocardiography*. Saunders, 2007.
- [8] Dr ir J. Baeten. *Meetsystemen*. Katholieke Hogeschool Limburg, 2002.
- [9] Ajit P. Yoganathan Jean-Pierre Rabbah, Neelakantan Saikrishnan. A novel left heart simulator for the multi-modality characterization of native mitral valve geometry and fluid mechanics. *National Institute of Health*, 2012.
- [10] Edwards Lifesciences. Accuracy for you and your patients.
- [11] Samer N. Narouze. *Atlas of Ultrasound-Guided Procedures in Interventional Pain Management*. Springer, 2011.
- [12] PMMA Online. <http://www.pmma-online.eu>.
- [13] Ajit P. Yoganathan Robert C. Gorman, Joseph H. Gorman III. In vitro mitral valve simulator mimics systolic valvular function of chronic ischemic mitral regurgitation ovine model. *The Annals of Thoracic Surgery*, 2012.

- [14] Abdus Sattar. Insulated gate bipolar transistor (igbt) basics. *IXYS Corporation*.
- [15] Jonathan Op de Beeck Stijn Joken. Comsol simulaties. Verslag van studenten tweede bachelor fysica.
- [16] StratasyS. Objet30 pro specifications. Website, .
- [17] Ralf Doliva Thomas Boehmeke. *Pocket Atlas of Echocardiography*. Thieme, 2006.
- [18] Henry J. Zhang. Basic concepts of linear regulator and switching mode power supplies. *Linear Technology*, 2013.

Lijst van figuren

2.1	3 kamer hartklepsimulator	6
2.2	Closed-loop pulsatiele hartklepsimulator	6
2.3	Echocardiografie opname [3]	7
2.4	Stromingsprofiel van bloed door de hartklep [17]	8
2.5	Aliasing van een bemonsterd signaal	9
2.6	Verband tussen de frequentie van het uitgezonden signaal en de doordringbaarheid	10
2.7	Snelheidsberekening a.d.h.v. Doppler frequentie shift en Doppler hoek [17]	11
2.8	Blokschema van 3-fasige frequentieregelaar	16
2.9	a)Opbouw van een sinussignaal met b) de gegenereerde motorstroom	17
3.1	Model van de cilindrische opstelling	22
3.2	Model van de rechthoekige opstelling	23
3.3	Positie van de outlet gaten	25
3.4	3D weergave van de hartklepkoppeling	26
3.5	Doorsnede van de hartklepkoppeling	26
3.6	Opstelling voor het testen van materialen	27
3.7	Echobeeld van voorwerp zonder hindering	28
3.8	Echobeeld met PVC als hindernis	29
3.9	Echobeeld met Acrylaat als hindernis	29
3.10	Echobeeld met gladde rubber als hindernis	29
3.11	Echobeeld met ruwe rubber als hindernis	29
3.12	Echobeeld met PDMS als hindernis	30
3.13	Echobeeld met baxterfolie als hindernis	30
3.14	Technische tekening van de op maat gemaakte sluitingen	31
3.15	Afbeelding van de truwave disposable pressure transducer	31
3.16	Afbeelding Sensorkoppeling na reverse engineering van de connectie met de druksensor	32
3.17	Theoretische staprespons	34

3.18	staprespons van de pomp	35
3.19	Prestatiecurve van de Ebara Best One pomp	36
3.20	Connectieschema van de regelaar	38
3.21	Schermafbeelding van het labviewprogramma	40
3.22	Het frequentieverloop van de regelaar bij verschillende ramp- tijd instellingen	40
3.23	Het frequentieverloop van de regelaar bij ramptijd instelling van 0 seconden	41
3.24	Restricties voor plaatsing van de sensor	42
3.25	Karakterisatiecurve van de debietsensor	43
3.26	Meetsignaal van de debietsensor met de pomp in het rechter compartiment	45
3.27	Meetsignaal van de debietsensor met de pomp in een reservoir langs de bak	45
3.28	Pinout van de TruWave Disposable Pressure Transducer	46
4.1	De opstelling van de simulator	50
4.2	Theoretisch debiet vs. gemeten debiet	51
4.3	Verloop van het debiet bij foute parameters	52
4.4	Verloop van het debiet wanneer men van 15 naar 25 l/min gaat	53
4.5	Druk en debietprofiel bij een debiet van 15 l/min	53
4.6	Druk en debietprofiel bij een debiet van 20 l/min	53
4.7	Screenshot van het programma dat de simulator bestuurt	54
4.8	Echobeeld van de simulator	55
4.9	Echometing bij een debiet van 15 liter per minuut	56
4.10	Echometing bij een debiet van 20 liter per minuut	56
4.11	Debietbepaling via echometing	57
4.12	Gesimuleerde vernauwing in comsol	58
4.13	Verloop van de snelheid doorheen de vernauwing	59
4.14	Snelheidscurve doorheen de vernauwing.	59
4.15	Verloop van de druk doorheen de vernauwing	59
4.16	Drukcurve doorheen de vernauwing.	59
4.17	Gemeten snelheid in de hartklep simulator	60
4.18	Gemeten drukverloop in de hartklep simulator	61

Bijlagen

Offerte BAG



B.A.G. Plastics NV
Koolmijnlaan 185
B-3582 Beringen
www.benvitec.be
www.bag.be

Tel : +32 11 450760
Fax : +32 11 450769
infobag@benvitec.be

OFFERTE : KCR / 130105923

UNIVERSITEIT HASSELT - dienst Financiën
MARTELARENLAAN 42
3500 HASSELT

tel : +32 11 268017
fax : +32 11 258019

T.a.v. de heer Philippe Bertrand

Tel direct :
Mobiel :
@ :

Uw ref : plexi box - Robin Agten
Betreft : PMMA GS helder

datum offerte : 8-01-2014

Geachte heer Bertrand,

Naar aanleiding van uw prijsaanvraag, waarvoor wij U hartelijk danken, hebben wij het genoegen U vrijblijvend offerte te maken voor:

Aantal	Omschrijving	bedrag	totaal excl.
1	stuk - PMMA GS 15mm helder waterdicht functioneel verlijmde bak met buitenafmeting 530x330xH515mm, voorzien van tussenschot en gaten volgens opgave, bovenzijde gedeeltelijk dicht door geschroefde plaat	612,43 €	612,43 €
1	stuk - PMMA GS 12mm helder waterdicht functioneel verlijmde bak met buitenafmeting 530x330xH515mm, voorzien van tussenschot en gaten volgens opgave, bovenzijde gedeeltelijk dicht door geschroefde plaat	571,06 €	571,06 €
1	stuk - PMMA GS 15mm helder waterdicht functioneel verlijmde bak met buitenafmeting 530x330xH515mm, voorzien van tussenschot en gaten volgens opgave, bovenzijde gedeeltelijk dicht door geschroefde plaat inclusief 2 ringen en 1 halve ring in PMMA GS 10mm helder	688,26 €	688,26 €

Opmerkingen :

Geldigheidsduur offerte : 14 dagen vanaf offertedatum
Levertermijn : in overleg
Levervoorwaarden : Ex works
Betalingsvoorwaarden : 100 % na levering
30 dagen einde maand
Administratiekost voor order < 75€ = 15€

Hopende U hiermee van dienst te zijn geweest en met uw bestelling vereerd te worden, verblijf ik,

Offerte Eriks

ERIKS+BAUDOIN

ERIKS NV

Universiteit Hasselt
Campus Diepenbeek
Agoralaan Gebouw D
3590 DIEPENBEEK

Hoboken-Antwerpen
Boombekelaan 3, 2660 Hoboken-Antwerpen, België
Telefoon +32-3 545 97 40
Fax +32-3 541 82 12
www.eriksbaudoin.be

OFFERTE

Offertenummer	21748096	Uw inkoper	Robin Agten
Datum	26.02.2014	Uw faxnummer	0032 11 268899
Klantnummer	1027234	Uw telefoon	0032 011 268111
Contactpersoon	.. Servicecenter Antwerpen	Aanvraagnummer	balie 26.02.2014
Telefoon	003235459740	Aanvraagdatum	26.02.2014
		Betalingscondities	30d. einde maand

Bedankt voor uw offerteaanvraag. Hieronder vindt u onze aanbieding met vermelding van onze prijs en levertijd. Mocht u hierover nog vragen hebben, dan kunt u altijd met ons contact opnemen. Gelieve bij bestelling ons offertenummer te vermelden.

Pos.	Artikelnummer	Omschrijving	Hoeveelheid	Prijs EUR	Per	Totaal EUR	Levertijd
50	10500100	Ring FF RX EPDM 90x60x5 De minimum positiewaarde voor productie bedraagt 15 euro.	1 ST	15,00	1 ST	15,00	1 week
		Handelsnaam		RX EPDM			
		Norm		Geen			
		Aantal boutgaten		6			
		Diameter boutgaten [mm]		5,0 mm			
		Steekcirkel boutgaten [mm]		70,0 mm			
60	10500100	Gsk RX EPDM 5 DWG 330X130 De minimum positiewaarde voor productie bedraagt 15 euro.	1 ST	16,18	1 ST	16,18	1 week
		Handelsnaam		RX EPDM			
		Binnenlengte [mm]		300,0 mm			
		Binnenbreedte [mm]		100,0 mm			
		Aantal boutgaten		14			
70	10500100	Gsk RX EPDM 5 DWG HALVE MAAN De minimum positiewaarde voor productie bedraagt 15 euro.	1 ST	17,79	1 ST	17,79	1 week
		Handelsnaam		RX EPDM			
		Aantal boutgaten		6			
<i>Bijdrage in vracht- en behandelingskosten</i>						22,00	

Alle prijzen exclusief BTW.

* U.V. = uit voorraad mits onverkocht N.O.T.K. = nader overeen te komen

Deze offerte is opgesteld door ondergetekende en geldig tot 28.03.2014

Goederen geleverd volgens onze algemene verkoopvoorwaarden.

BTW BE 0402 956.609
RPR Antwerpen

Bank BNP Paribas Fortis 220-0503810-28
Bic: GEBF3333
IBAN: BE37220050381028

verkoopvoorwaarden z.o.z.

blad 1





Offerte PVC

Van: Peter Lemmens

Verzonden: maandag 24 maart 2014 14:40

Aan: Philippe Bertrand

Onderwerp: prijsvraag

20.031.00015	 	ro7288312 buis rk 40 x 3,0 mm pn16 4 m - pvc druk - koud water	 	€ 3,11	35,000 %	€ 2,02
20.030.00418	 	6219102-40 5/4 verloopstuk 5/4 f x 40 f mm pn10 pvc druk - met versterkingsring	 	€ 4,24	35,000 %	€ 2,76
20.030.00042	 	6211001-40 knie 40 x 40 mm pn16 pvc druk - 90gr	 	€ 1,33	35,000 %	€ 0,86

4 M buis dia 40 = 8,08 €

4 st verloopstukken = 11,04 €

4 st bochten = 3,44 €

1 pot lijm druk pvc = 5,79 €

Totaal = 29,07 € / excl. BTW

Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:

Ontwerp van een computergestuurde in vitro hartklep simulator

Richting: **master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT**

Jaar: **2014**

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Voor akkoord,

Agten, Robin

Datum: **6/06/2014**