



CHALMERS

Johanna Gullman, Danny Messinger, Signe Svensson, Erik Tilly,
Alexander Vannas, Elin Winberg

Flödesmätare för medicinsk ventilering - simulering och verifiering vid pulserande flöden

EENX15-18-21

Institutionen för Elektroteknik

KANDIDATARBETE 2018: EENX15-18-21

Flödesmätare för medicinsk ventilering - simulering och verifiering vid pulserande flöden

JOHANNA GULLMAN
DANNY MESSINGER
SIGNE SVENSSON
ERIK TILLY
ALEXANDER VANNAS
ELIN WINBERG



CHALMERS
UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Institutionen för Elektroteknik
Avdelningen för Medicinska signaler och system
CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA
Göteborg, Sverige 2018

Flödesmätare för medicinsk ventilering - simulering och verifiering vid pulserande flöden

Johanna Gullman

Danny Messinger

Signe Svensson

Erik Tilly

Alexander Vannas

Elin Winberg

© JOHANNA GULLMAN, 2018.

© DANNY MESSINGER, 2018.

© SIGNE SVENSSON, 2018.

© ERIK TILLY, 2018.

© ALEXANDER VANNAS, 2018.

© ELIN WINBERG, 2018.

Handledare: Ants Silberberg, Avdelningen för Medicinska signaler och system

Handledare: Olivier Petit, Avdelningen för Strömningslära

Examinator: Sabine Reinfeldt, Avdelningen för Medicinska signaler och system

Kandidatarbete 2018: EENX15-18-21

Institutionen för Elektroteknik

Avdelningen för Medicinska signaler och system

Chalmers tekniska högskola

SE-412 96 Göteborg

Telefon +46 31 772 1000

Typeset in L^AT_EX

Göteborg, Sverige 2018

Förord

Ett extra stort tack riktas till handledare Ants Silbergberg, universitetslektor vid Medicinska signaler och system, för sin entusiasm och stora kunskap som varit ett väldigt värdefullt bidrag till projektet. Vi vill också tacka våra simuleringshandledare Olivier Petit och Elias Siggeirson från avdelningen för Strömningslära. Slutligen vill vi tacka Göran Stiegler, forskningsingenjör vid Produktionsystem, för all hans hjälp med 3D-printning av prototypen.

Sammandrag

Barn som föds för tidigt behöver i vissa fall hjälp att spontanandas. I dagsläget använder vårdpersonalen en ventileringsblåsa, med vilken luft manuellt pumpas in i det nyfödda barnets lungor. Inom vården finns riktlinjer som beskriver hur mycket luft ett barn behöver, vilket beror på barnets vikt. Idag mäts inte luftflödet som pumpas in i barnet rutinmässigt trots att det hade underlättat ventileringen och samtidigt kunnat reducera risken för bestående skador. Med detta som utgångspunkt finns det behov av att mäta volymen som pumpas in i barnet. Detta kandidatarbete syftar till att ta fram en förträngningsgeometri som har en gynnsam tryckflödeskaraktäristik för mätning av pulserande flöde, samt jämföra hur väl datorsimuleringarna överensstämmer med de fysiska testerna.

Datorsimuleringar utförs där luftflödet simuleras som en trekantspuls, då det är detta utseende som bäst motsvarar luftflödet vid ventilering. Genom att modifiera trekantspulsen kan ventilering på olika stora barn simuleras. Luften flödar genom en förträngningsgeometri vars hålradi ändras för att få olika tryckdifferenser. Datorsimuleringen resulterar i att geometrins förträngning bör ha en radi på 2,9 mm för att få så stor tryckdifferens som möjligt utan att överstiga mätutrustningens mätområde.

De fysiska testerna utförs med ett kalibreringssystem som reglerar luftflödet genom en prototyp av förträngningsgeometrin. Luftflödet simuleras nu som en sinusvåg för att kunna jämföra resultatet från de fysiska testerna med simuleringen. Jämförelsen visar en antydning till korrelation i tryckflödeskaraktäristik mellan datorsimuleringar och fysiska tester. Dock krävs fortsatta studier där ett mer noggrant kalibreringssystem används för att få ett tydligare resultat.

Abstract

Children born prematurely sometimes need help with spontaneous breathing. At present, the healthcare staff use a balloon to manually pump air into the newborn's lungs. There are guidelines that describe how much air a child needs which depends on the weight of the child. Currently, the volume of air pumped into the child is not being measured, even though it would simplify the ventilation and possibly reduce the risk of remaining injuries. Therefore, this Bachelor's thesis aims to perform pressure measurements to enable evaluation of airflow, both by computer simulations and physical tests.

Computer simulations are carried out in which the airflow is simulated as a triangle wave, as it best resembles the airflow during ventilation. By modifying the triangle wave, ventilation of children of differing sizes can be simulated. The air flows through a constriction geometry, where the dimension of the constriction is changed to obtain different pressure differences. The computer simulations result in a constriction with a 2,9 mm radius to obtain the largest pressure difference possible without exceeding the range of the measurement equipment.

The physical tests are performed with a calibration machine that regulates the air flowing through a prototype of the constriction geometry. The airflow is now simulated as a sine wave to enable comparison between the physical test result and the simulation. The comparison indicates a correlation in pressure flow characteristics between the computer simulations and the physical tests. However, further studies, where a more precise calibration system is used, are needed to obtain a more accurate result.

Innehåll

1	Inledning	1
1.1	Syfte	3
1.2	Problembeskrivning	3
1.3	Avgränsningar	4
2	Teori	5
2.1	Andning	5
2.2	Strömningsmekanik	6
2.2.1	Reynolds tal	6
2.2.2	Navier-Stokes ekvationer	7
2.2.3	Reynolds dekomposition	7
2.2.4	Reynolds transportteorem	8
2.2.5	Bernoullis ekvation	8
3	Material och metod	10
3.1	Simulering	11
3.2	Prototyp och testning	14
4	Resultat	18
4.1	Simuleringsresultat	18
4.2	Resultat från fysiska tester	20
5	Diskussion	23
6	Slutsats	26
7	Referenser	i
	Bilagor	iii
	ANSYS-Simuleringar	iii

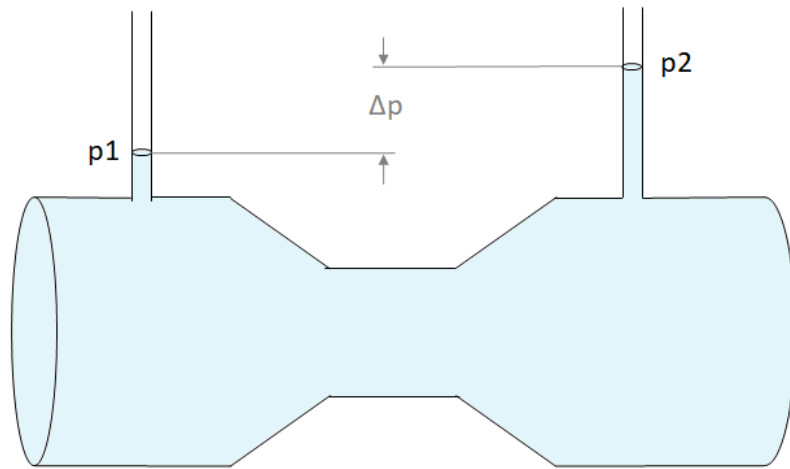
1 Inledning

I dagsläget föds 5-10 % av alla barn med andningssvårigheter. Det förekommer oftast hos prematura, det vill säga för tidigt födda, barn eftersom deras lungor inte hunnit utvecklas fullt ut [1]. Av dessa prematura barn utvecklar 8-10 % såpass allvarliga andningssvårigheter att det klassas som Respiratory Distress Syndrome (RDS). Detta orsakas av brist på det protein som minskar ytspänningen i lungblåsorna och ser till att de inte kollapsar [2]. Den omedelbara åtgärden mot andningssvårigheter är att utföra ventilering på spädbarnet för att så snabbt som möjligt upprätthålla syresättningen av blodet och få igång andningen [1]. I dagsläget utförs manuell ventilering med hjälp av en blåsa och tillhörande mask, där luft pumpas in i barnets lungor [1]. Proceduren kan medföra lungproblem senare i livet då lungorna riskerar att tänjas ut och skada lungvävnaden om för stor mängd luft ventileras. Därför krävs en högre noggrannhet när neonatala, det vill säga nyfödda, barn behandlas eftersom det handlar om mindre volymer [3]. Studier visar att barn som genomgått neonatal återupplivning löper större risk att drabbas av sjukdomen Bronkopulmonell dysplasi, som innebär styv lungvävnad fylld med små lungblåsor. Sjukdomen kan ge bestående andningsbekymmer hos prematura barn och kan i värsta fall leda till att de avlider [4].

Det finns i dagsläget ingen bekräftad säker metod för utförande av ventilering, då det inte finns tillräcklig vetenskaplig grund för att styrka någon metod. Däremot finns en pågående process från olika aktörer som analyserar samtida vetenskaper och utifrån det kontinuerligt ger ut nya riktlinjer om återupplivning. Dessa aktörer verkar oberoende av varandra och kan arbeta både på nationell och internationell nivå, som till exempel det nationella brittiska *Resuscitation Council* [5] eller det internationella *European Resuscitation Council* [6]. Arbetsgrupperna som tar fram riktlinjerna består vanligtvis av en blandning av ämnesexperter, metodologiska experter, legitimerade läkare, vårdpersonal och vårdtagarrepresentanter [5].

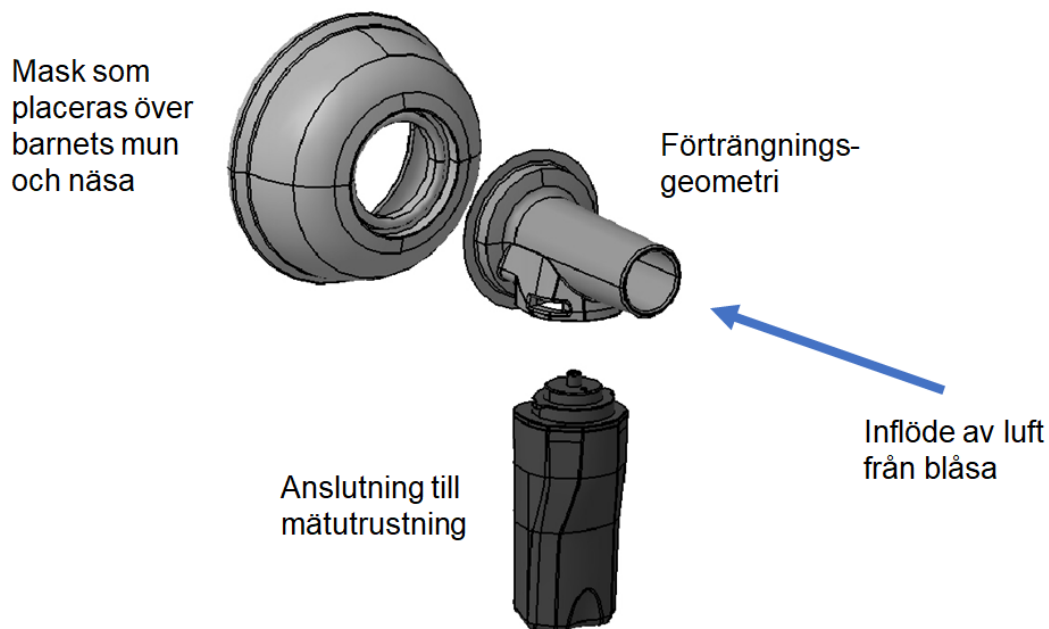
Då ventileringen utförs för hand är den till stor del beroende av skicklighet och erfarenhet hos den vårdpersonal som utför den [7]. Detta kan medföra en skillnad i kvalitet av ventileringen, som i det här fallet syftar på att rätt mängd luft tillförs barnet. Vad som är rätt luftmängd beror på barnets lungstorlek och därav indirekt på barnets vikt. Det är därmed viktigt att kontrollera det luftflöde som ventileras till barnet. För att jämma ut skillnaden i vårdkvalitet kan en flödesmätare användas för att visualisera och precisera detta luftflöde. Inom konventionell vård finns dock ingen enkel lösning, utan flödesmätaren är ofta stor och svårhanterad som exempelvis maskiner ifrån Hans-Rudolph Inc [8]. Det finns därmed ett behov av att effektivisera och minimera verktygen till den flödesmätning som finns idag.

En vanlig metod för att mäta luftflöde är att mäta tryckdifferensen över en förträngning [9], vilket illustreras i figur 1. Teorin bakom den här principen beskrivs i avsnitt 2.2.5.



Figur 1: Exempel på tryckdifferensmätning över en förträngning.

För att mäta luftflödet kan därmed en förträngningsgeometri fästas mellan blåsan och ansiktsmasken, vilket illustreras i figur 2. Förträngningen har även två portar på vardera sida, kopplade till en trycksensor, där tryckdifferensen mäts.



Figur 2: Exempeluppställning som används vid ventilering. Från [10]. Omarbetad med tillstånd.

Ett problem med denna typ av flödesmätning är att små tryckdifferenser vid låga flöden kan vara svåra att uppmäta. För att öka förutsättningarna för trycksensorn att göra detta

måste geometrins dimensioner optimeras. Detta projekt syftar till viss del på att utföra en sådan dimensionsoptimering.

Till grund för det här projektet ligger ett tidigare kandidatarbete gjort av M. Landgren, P. Larsson, J. Månsson, V. Skantze och L. Tranheden [10]. I deras studie undersöktes olika förträngningsgeometriers tryckdifferens och flödesbild vid konstant luftflöde vilket resulterade i ett designförslag för förträngningsgeometrin. Utöver det har geometrin 3D-printats i ett arbete av A. Curto [11], som gjort verkliga tester med samma konstanta luftflöde som användes vid tidigare projekts simuleringar. A. Curtos studie fastställde att vid konstant flöde stämde resultaten från de verkliga testerna väl överens med de simulerade. Det här projektet bygger därmed vidare på resultatet ifrån dessa två studier, för att undersöka hur pulserande flöde ändrar resultatet av bäst lämpad geometri och hur det står sig vid fysiska tester vid pulserande flöde. För de fysiska testerna kommer ett kalibreringssystem användas som är framtaget av L. Brown, F. Kjellberg, G. Lindberg, J. Lund och F. Schyum [12]. De konstruerade systemet i ett projekt vars syfte var att designa ett system som på ett tillförlitligt sätt genererar ett pulserande flöde.

1.1 Syfte

Syftet med projektet är att med hjälp av simuleringar ta fram en förträngningsgeometri som fungerar vid uppmätning av pulserande flöde. En gynnsam tryckflödeskaraktäristik eftersträvas vilken motsvarar de krav som erhållits från ett dokumenterat återupplivningsförsök [13]. Därefter ska en prototyp av den geometri som genererar bäst simuleringsresultat tas fram och undersökas experimentellt. Detta för att kunna jämföra simulerad och uppmätt data.

1.2 Problembeskrivning

Designförslaget från de tidigare arbetena [10], [11], är konstruerat utifrån simuleringar med stationärt flöde, vilket inte överensstämmer med luftflödet vid ventilerings. Andning kan snarare liknas vid ett pulserande flöde och projektet ämnar därför simulera och testa med ett pulserande flöde för att skapa mer verklighetstroga resultat. För att genomföra detta används föregående projekts [10] rekommenderade förträngningsgeometri som grund vid simulering med pulserande flöde. Förträngningsgeometrin kommer sedan vid simulering modifieras i olika dimensioner. Varje variant simuleras och analyseras för att fastslå vilken som bäst lämpar sig för pulserande flöde. Tryckflödeskaraktäristikens mätområde begränsas av trycksensorns maximala tryckdifferens på 500 Pa.

För att verifiera simuleringarnas resultat 3D-printas en prototyp på vilken fysiska tester utförs. Resultaten från simuleringarna och testerna jämförs och analyseras för att dra slutsatser och eventuellt ge rekommendationer för vidare arbete.

De huvudsakliga frågor som ska besvaras är vilken dimension av förträngningsgeometrin som ger mest gynnsam tryckdifferenskurva vid ett pulserande flöde samt hur väl simuleringen överensstämmer mot fysiska tester. Med gynnsam tryckdifferenskurva menas i

sammanhanget ett så linjärt förhållande mellan tryck och volym som möjligt.

1.3 Avgränsningar

För att utföra simuleringar med pulserande flöde väljs den geometri som den tidigare kandidatgruppen benämnt som ”Designförslag” [10]. Olika dimensioner av geometrin jämförs för att se vilken som ger mest gynnsam tryckdifferanskurva och denna 3D-printas därefter som prototyp. Vid simuleringar används samma mätpunkter som i det tidigare kandidatarbetet [10], då mätpunkterna skulle kunna påverka utfallet. Den huvudsakliga anledningen till detta är att valet av den bästa geometrin skulle kunna variera om mätpunkterna för trycken flyttas. Dessutom blir det lättare att jämföra resultaten med de föregående då mätpunkterna har samma placering. På grund av komplexiteten och tidsbegränsningen tas ingen hänsyn till materialval vid framtagning av prototypen. Olika material kan medföra allergier, olika kostnader och eventuellt ändra resultatet. Detta anses dock ligga utanför projektets ramar eftersom projektet syftar till att simulera och verifiera flödet. Prototypen kommer därför 3D-printas i den plast som finns tillgänglig.

Vid simulering används en konstant ventileringsfrekvens medan flödet varieras. Detta för att enklare kunna jämföra resultat från de olika simuleringarna. Ingen hänsyn kommer tas till eventuellt läckage vid masken. Prematura barns lungor kan liknas vid en resistans och en elastisk volym som tillsammans utgör en lungimpedans. Vid ventilering krävs därför ytterligare kraft för att lungorna ska expandera. I detta projekt har dock denna impedans försumrats och geometrins utlopp har betraktats som en öppning utan motstånd.

På sjukhus används olika typer av gassammansättningar vid ventilering, där det främst är mängden syrgas som varierar. Projektet begränsas däremot till standardluft under normaltryck och rumstemperatur, då det är de förhållanden som används vid de fysiska testerna samt för att begränsa antalet simuleringar. Dessutom antas konstanta egenskaper för luft, exempelvis antas att variationen för in- och utandningsluft är försumbar och att gravitationen ej påverkar flödet. Luften antas vara inkompressibel, vilket innebär att densiteten antas vara konstant.

2 Teori

Det här avsnittet behandlar först den andningsteori som är relevant för projektet. Detta innefattar hur andning sker, lungkapacitet och kroppsvikt hos neonatala barn. Även komplikationer vid prematur födsel samt puls för luftflöde behandlas. Därefter behandlas den strömningsteori som ligger till grund för simuleringsberäkningarna och de principer som ligger bakom analysen av resultaten. Här beskrivs även den princip som möjliggör att kombinationen av förträngningsgeometri och trycksensor kan användas som flödesmätare.

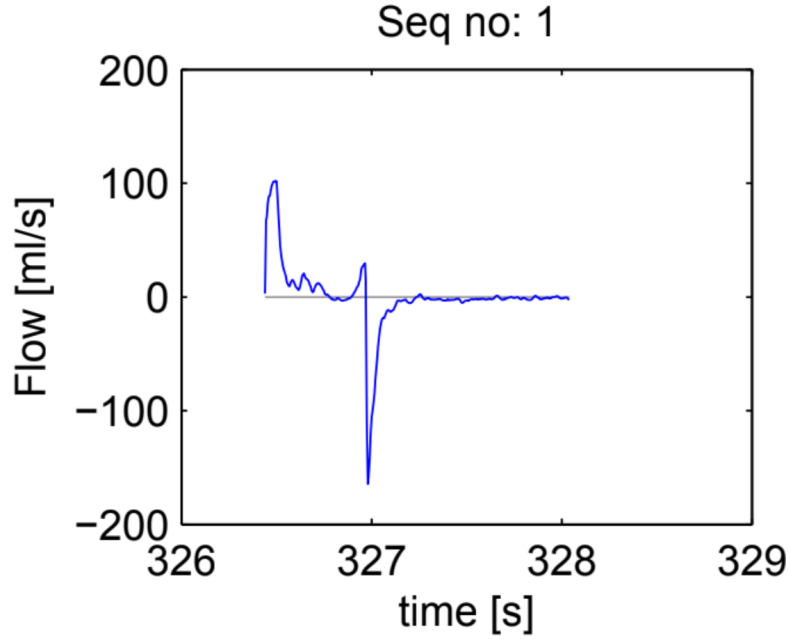
2.1 Andning

Andning styrs från andningscentrumet i hjärnan och vid normala förhållanden sker detta utan att en medvetet behöver tänka på eller kontrollera den. Vid inandning ökas brösthållans volym genom att bröstkorgen höjs samtidigt som diafragman spänns [14]. Det gör att trycket i lungsäckarna sjunker, vilket leder till att deras volym ökar. Detta sker i enlighet med Boyles lag, vilken säger att volymen hos en gas är omvänt proportionell mot dess tryck. Processen gör att luft sugas ned i lungorna och en inandning är utförd. Utandningen sker genom att musklerna som ökat bröstkorgens volym slappnar av igen. Då pressas luften ut ur lungorna för att sedan passera ut genom näsa och mun [14]. Ett medelandetag för en vuxen människa motsvaras av en andningshastighet på 4,33 m/s och vid tung andning kan andningshastigheten uppgå till 12,11 m/s [15]. En vuxen individ tar omkring 12-20 andetag per minut medan ett spädbarn tar omkring 44 andetag per minut [16].

Lungvolymen hos olika individer varierar med bland annat kön och ålder [17]. Beroende på vilken lungvolym och andningsfrekvens individen har varierar luftflödet som behövs. Hos prematura, neonatala barn varierar storleken på lungorna vid födseln. För att approximera lungvolymen brukar ett samband mellan vikt och volym användas [18]. Detta samband säger att ett prematurt neonatalt barn andas normalt in 6 ml luft per kg kroppsvikt [18]. Prematura barns kroppsvikt varierar mellan 400-2500 g [19].

Har ett nyfött barn svårigheter att andas kan detta bero på att barnet inte haft tillräcklig produktion av det ytaktiva ämne som positivt påverkar utvecklingen av lungornas mekaniska egenskaper [20]. Dock kan andningssvårigheter även bero på vätskeansamling i lungorna eller att luftvägarna blockerats av exempelvis slem. Har barnet för litet syreintag syns detta genom att det tar korta, lätta andetag. Pågår detta för länge upphör barnet att andas, hjärtfrekvensen saktar ner och risken vid förlängd syrebrist är hjärnskador och slutligen att barnet dör [21]. För att återuppliva barnet måste syre tillföras, vilket görs med hjälp av ventilering. Detta utförs med en blåsa och en andningsmask där sjukvårdspersonal ventilerar med en frekvens omkring en inblåsning per sekund [22].

Från en studie av verklig ventilering [13] framgår att luftflödet kan ha ett maximum på cirka 300 ml/s vid enstaka toppar. Figur 3 visar den uppmätta pulsen. Här framgår att flödespulsen kan approximeras som en trekantsvåg med toppar på ± 100 ml/s med vila emellan, se avsnitt 3.1.



Figur 3: Uppmätt puls av ett andetag från studien av verklig ventilerings. Från [13]. Återgiven med tillstånd.

2.2 Strömningsmekanik

För att kunna följa projektets metodik krävs en grundläggande förståelse för strömningsmekanik. Detta avsnitt syftar till att förklara de principer som används vid kommande simuleringar och beräkningar.

2.2.1 Reynolds tal

Reynolds tal, Re , är ett dimensionslöst tal som beskriver korrelationen mellan en newtonsk fluid och dess viskositet, det vill säga korrelationen mellan en materia som beter sig lika oberoende av vilket tryck den utsätts för och trögheten materian besitter [9, s.26f]. Förhållandet visas i ekvation 1, där variablerna beskrivs i tabell 1.

$$Re = \frac{\rho VL}{\mu} = \frac{VL}{\nu} \quad (1)$$

Tabell 1: Parametrar som används för beräkning av Reynolds tal

Beteckning	Storhet	Enhet
V	Hastighet	[m/s]
L	Karaktäristisk längd	[m]
ρ	Densitet	[kg/m ³]
μ	Dynamisk viskositet	[kg/ms]
ν	Kinematisk viskositet	[m ² /s]

Reynoldstalet tillämpas för att avgöra huruvida ett flöde är laminärt eller turbulent [9, s.28]. För rörströmning inträffar skiftet från laminärt till turbulent flöde vid det kritiska värdet $Re_{krit} \approx 2300$ [9, s.362]. Flödet genom den förträngningsgeometri som används i projektet kan approximeras som rörströmning.

2.2.2 Navier-Stokes ekvationer

För att beräkna flöden används Navier-Stokes ekvationer i x-, y- och z-led som ställs upp i ekvationer 2, 3 och 4 där u , v och w är hastigheten i respektive riktning [9, s.248].

$$\rho g_x = \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) = \rho \frac{du}{dt} \quad (2)$$

$$\rho g_y = \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) = \rho \frac{dv}{dt} \quad (3)$$

$$\rho g_z = \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) = \rho \frac{dw}{dt} \quad (4)$$

För det turbulenta fallet finns ingen generell lösning, trots att detta är något som undersökts i över hundra år [9, s.248f]. Vid försök till analytisk lösning av dessa ekvationer fås fler obekanta variabler än ekvationer, vilket gör dem praktiskt taget olösliga. Därför görs antaganden som är förenklingar av verkligheten. Navier-Stokes ekvationer löses därför antingen numeriskt eller med hjälp av empiriska korrelationer [9, s.249], vilket är anledningen till att den numeriska strömningsberäkningsmetoden Computational Fluid Dynamics (CFD) används i projektet, se avsnitt 3.1.

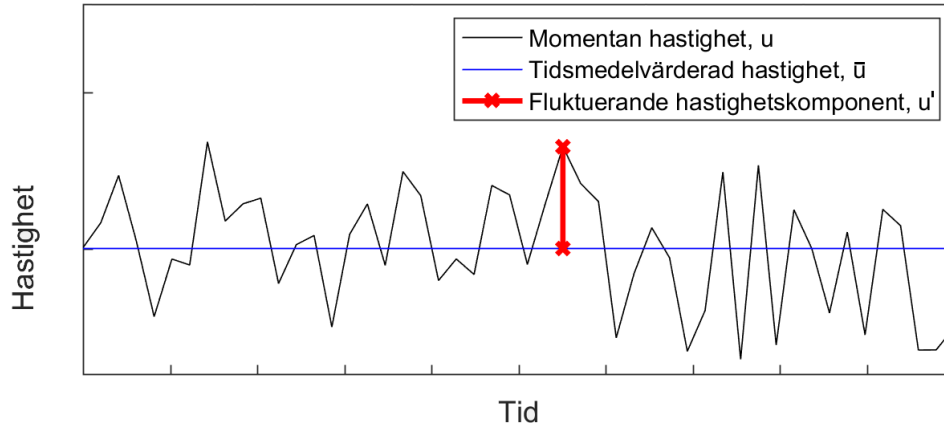
2.2.3 Reynolds dekomposition

Då Navier-Stokes ekvationer är praktiskt taget olösliga för det turbulenta fallet används istället Reynolds dekomposition enligt ekvation 5 nedan [9, s.370].

$$u = \bar{u} + u' \quad (5)$$

Detta är en approximation där hastigheten delas upp i en tidsmedelvärderad komponent, $\bar{u}$, som fås från ekvation 6, och en fluktuerande komponent, u' , som är avståndet mellan den momentana och den medelvärderade hastigheten. Detta illustreras i figur 4.

$$\bar{u} = \frac{1}{T} \int_0^T u dt \quad (6)$$



Figur 4: Illustration av Reynolds dekomposition applicerat på hastighetsvariation för luftflödet över tid.

Approximationen går ut på att istället för att beräkna varje enskild virvel, beräknas approximationen för virvlarna tillsammans. Detta ger en ungefärlig bild av problemet, vilket sparar mycket beräkningstid.

2.2.4 Reynolds transportteorem

Reynolds transportteorem beskriver hur en substans som kan fluktuera, även kallat fluid, transporteras över en kontrollvolym och genom valda kontrolltytor [9, s.150f]. B är den storhet som analyseras, vilket kan vara till exempel massa, impuls eller energi. Detta illustreras i ekvation 7, där $\beta = \frac{d}{dm} B$.

$$\frac{d}{dt}(B) = \frac{d}{dt} \left(\int_{CV} \beta \rho dV \right) + \int_{CS} \beta \rho V \cos \theta dA_{out} - \int_{CS} \beta \rho V \cos \theta dA_{in} \quad (7)$$

Det här teoremet ligger till grund för Bernoullis ekvation.

2.2.5 Bernoullis ekvation

Bernoullis ekvation är ett specialfall av Reynolds transportteorem med volym som storhet, där flödet antas friktionsfritt och utan tillfört tekniskt arbete. Detta är ekvivalent med att anta att flödet är isentropiskt, vilket betyder att flödet genomgår en tillståndsförändring utan tillförd värme eller massa [9, s.174f].

Bernoulli relaterar tryck, hastighet och ökning i friktionsfritt flöde, vilket visas i ekvation 8 med variabler enligt tabell 2. Just denna variant av ekvationen gäller för instationärt flöde och eftersom det här projektet analyserar in- och utlopp kan de viskösa spänningarna försummas då flödet vid in-/utlopp i stort sett är normalt mot kontrollytan [9, s.175].

$$\int_1^2 \frac{\partial V}{\partial t} ds + \int_1^2 \frac{dp}{\rho} + \frac{1}{2}(v_2^2 - V_1^2) + g(z_2 - z_1) = 0 \quad (8)$$

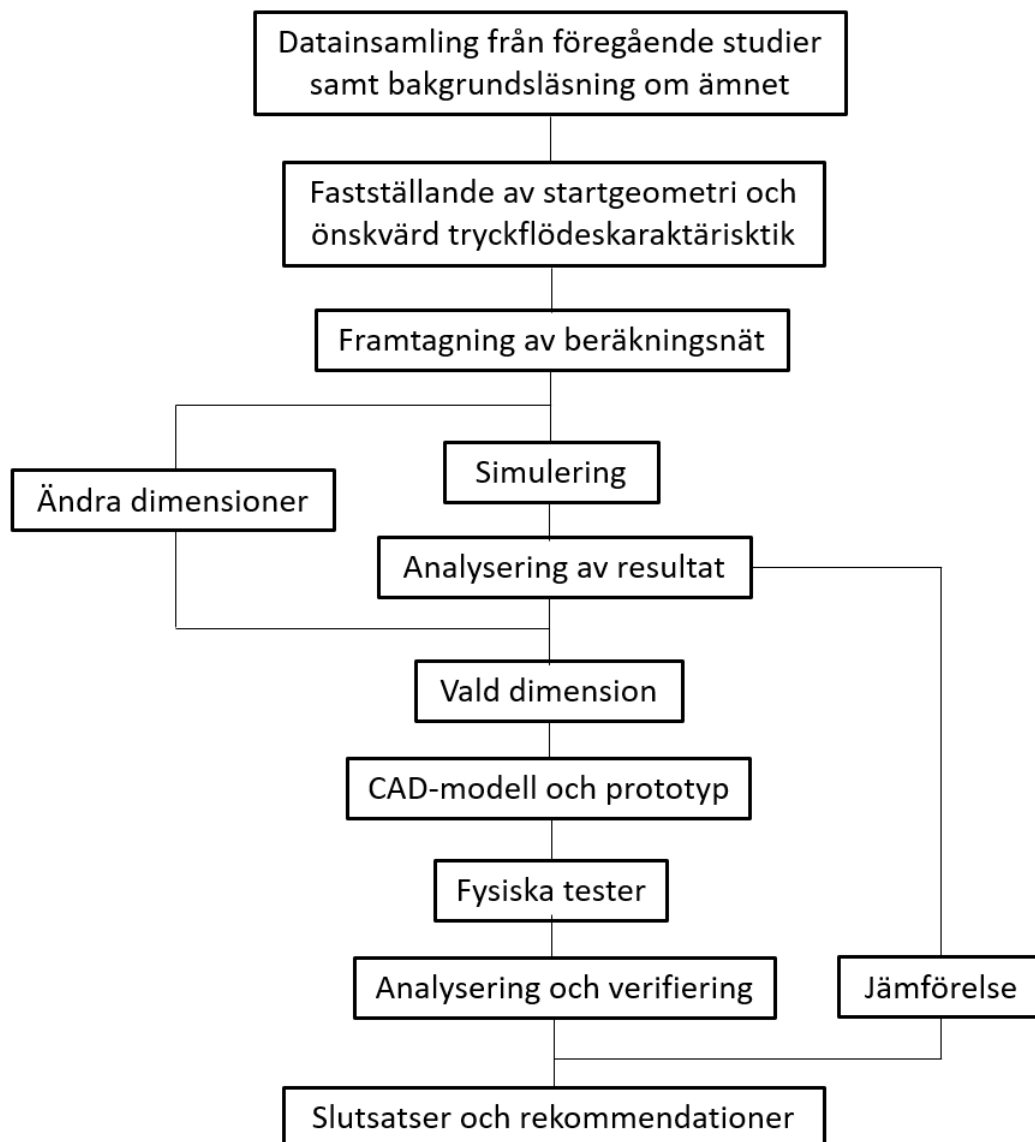
Tabell 2: *Parametrar som används i Bernoullis ekvation*

Beteckning	Storhet	Enhet
V	Hastighet	[m/s]
t	Tid	[s]
s	Avstånd	[m]
p	Tryck	[Pa]
ρ	Densitet	[kg/m ³]
g	Gravitationskoefficienten	[m/s ²]
z	Höjd	[m]

Det är den här principen som gör att en förträngningsgeometri i kombination med en trycksensor kan användas som flödesmätare i projektet.

3 Material och metod

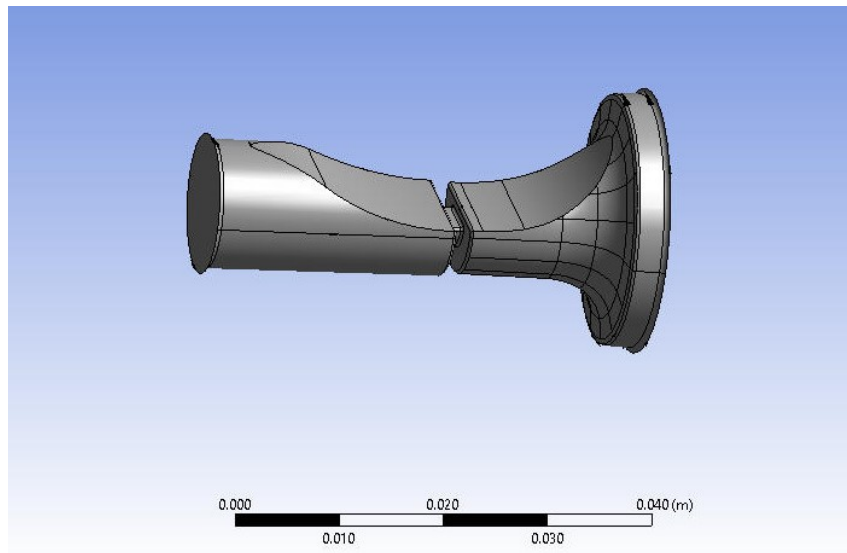
Det här avsnittet behandlar de material och den metod som använts för att genomföra projektet. Följande stycke delas upp i två delar, en som behandlar simuleringarna och en som redogör för tester på en prototyp av framtagen förträngningsgeometri. Uppdelningen görs eftersom projektets utförande också skett enligt detta upplägg, vilket medför att rapportens struktur följer arbetets kronologiska gång. Resultaten från de simulerade och fysiska testerna jämförs för att se hur väl de överensstämmer och analyseras för att dra slutsatser kring projektet samt fastställa rekommendationer för fortsatt arbete. Figur 5 nedan visar en överblick av metoden som används i projektet.



Figur 5: Överblick av projektets metod.

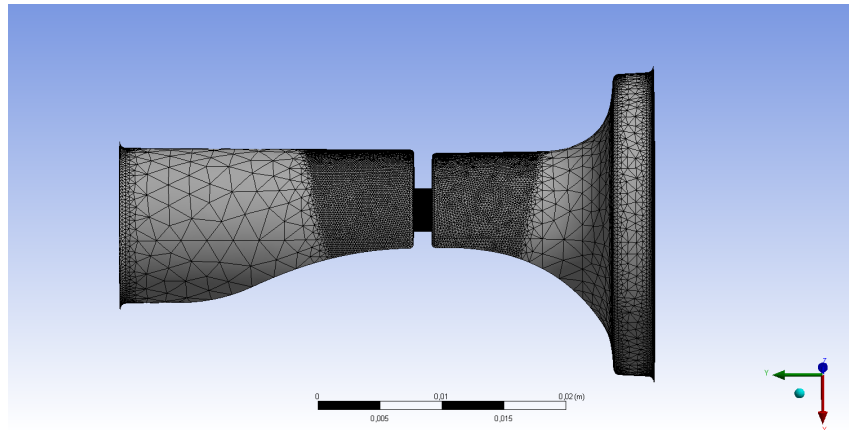
3.1 Simulering

För att simulera luftflöden har, precis som i föregående kandidatarbete, programmet ANSYS CFX använts. Valet att använda ANSYS även i det här projektet underlättar därför vidareutveckling av tidigare gruppens resultat. Simuleringarnas syfte är att kunna avgöra vilken dimension av geometrin som ger mest gynnsam tryckflödeskaraktäristik vid pulserande flöde. Som tidigare nämnt utgår projektet från det tidigare kandidatarbetets [10] "Designförslag", vilken återges i figur 6 nedan.



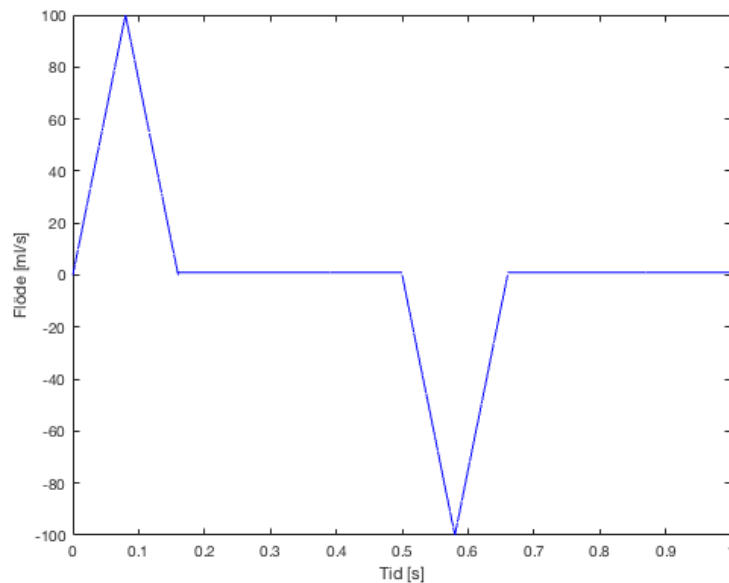
Figur 6: Föregående kandidatarbetes "Designförslag".

ANSYS använder sig av beräkningsmetoden CFD vars fundamentala grund är att via Reynolds dekomposition få en uppskattning av Navier-Stokes ekvationer, se avsnitt 2.2.2 samt avsnitt 2.2.4. Beräkningarna utförs på små finita delvolymmer, celler, som tillsammans utgör ett beräkningsnät av den totala volymen, även kallat "mesh". CFD-programvaran beräknar ekvationer i mitten av varje cell och det är därför viktigt att angränsande celler är i liknande storleksordning. Om cellstorleken varierar alltför drastiskt kan det medföra approximationsfel vilket då skulle innebära ett opålitligt resultat. Det är därför viktigt att ha en mjuk övergång mellan små och stora celler för de områden som kräver finare beräkningsnät. För att simuleringarna ska bli så korrekta som möjligt är det alltså viktigt att meshen utformas noggrant och att randvillkoren som ansätts är riktiga. På förträngningsgeometrin skapas en mesh, vilken illustreras i figur 7, med finare celler i förträngningen. För utförlig redogörelse av simuleringsprocessen, se bilaga 1.



Figur 7: *Genererad mesh med förfinad mesh inuti förträngningen*

Transienta, det vill säga pulserande, simuleringar utförs därefter med inflöde enligt trekantspulsen i figur 8. I figuren visas förhållandet mellan flöde, tid och volym. Volymen är integralen av flödet med avseende på tiden. Genom att variera amplituden och därmed volymen varierar även flödet. Pulsens utseende baseras på figur 3.



Figur 8: *Ventileringspuls som används vid simuleringar.*

Den dimension av geometrin "Designförslag" som varierar är hålradien på förträngningen, vilken är formad som en halvcirkel, eftersom det är den parameter som främst påverkar följande två motstridiga krav som flödesmätaren baseras på. Det första kravet är att förträngningen bör ge upphov till så låg resistans som möjligt, eftersom det resulterar i minimal påverkan på luftflödet. Detta medför att en stor hålradie är önskvärd. Det andra kravet är så stort tryckfall som möjligt, eftersom det resulterar i högre noggrannhet på flödesmätningen. Det andra kravet medför i sin tur att en liten hålradie är önskvärd [18].

De radier som undersöks, för att kunna avgöra vilket mått som resulterar i mest önskvärd

tryckflödeskaraktäristik, varierar mellan 2,0 mm och 3,5 mm enligt uppställning i tabell 3 nedan. Utifrån tidigare kandidatarbetes ”Designförslag” [10] väljs intervallet av radier så att både större och mindre dimensioner undersöks.

Tabell 3: *Undersökta radier*

Radie [mm]
2,0
2,1
2,2
2,3
2,4
2,5
2,6
2,7
2,8
2,85
2,9
3,2
3,5

För att bedöma tryckflödeskaraktäristiken analyseras datan från simuleringarna med hjälp av MATLAB. Här kontrolleras huruvida den simulerade karaktäristiken ligger inom ramen för vad som är rimligt med avseende på de verkliga ventilerarna från tidigare nämnda studie [13]. Detta innebär bland annat att hastigheten på luften som pumpas in inte får vara så hög att den är skadlig. Dessutom måste tryckfallet ligga inom mätutrustningens mätområde och hänsyn måste tas till de två tidigare nämnda motstridiga faktorerna.

Den dimension av förträngningsgeometrin som resulterar i mest önskvärd tryckflödeskaraktäristik används för fortsatt undersökning, både genom simulering och fysiska tester på prototypen. I undersökningarna varieras flödesmängden för att uppfylla volymbehovet för olika kroppsvikt, och därmed olika stora lungor hos de premature barnen. Denna korrelation beskrivs i avsnitt 2.1. För att variera volymen ändras amplituden på inflödespulsen. Variationen beskrivs i tabell 4.

Tabell 4: *Lungvolym och undersökta flöden*

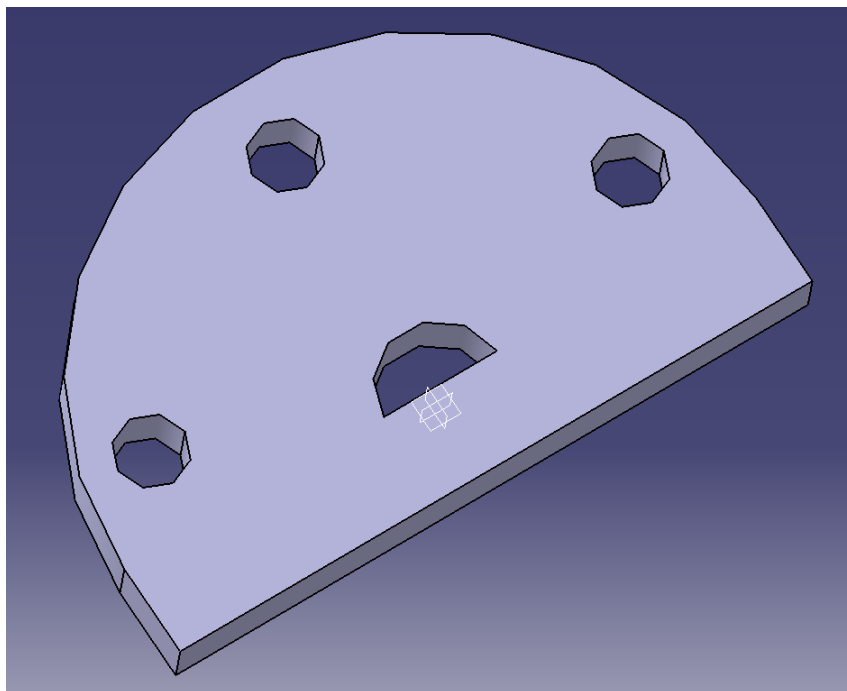
Lungvolym [ml]	Amplitud [ml/s]
4	50
6	75
8	100
10	125
12	150

Dessutom körs en stationär simulering med det flöde som maximalt kan uppstå, 300 ml/s [13]. Detta för att säkerställa att maximala tryckdifferensen ligger inom mätområdet.

3.2 Prototyp och testning

För att kunna jämföra de resultat som erhålls från simuleringarna utförs även tester på en prototyp av förträngningsgeometrin med optimerad hålradi. Det görs med hjälp av ett kalibreringssystem för flödesmätare, framtaget av L. Brown, F. Kjellberg, G. Lindberg, J. Lund och F. Schyum [12], samt en 3D-printad prototyp av geometrin. Den använda utrustningen presenteras nedan.

Prototypen som används vid de fysiska testerna består av tre delar som monteras ihop. Delarna är ett inlopp, ett utlopp och en mellanplatta med ett förträngningshål. Mellanplattan ritas upp i Catia V5, som är ett CAD-program, och kan ses i figur 9. Inloppet och utloppet är helt baserade på den tidigare prototypen skapad av A. Curto [11], med skillnaden att förträngningshålet tagits bort från utloppet och placerats på en egen mellanplatta istället. Anledningen till att göra prototypen i tre delar istället för två är att termoplasten som används vid 3D-printning av prototypen krymper och därför printas mellanplattan separat för att garantera rätt förträngningsarea.



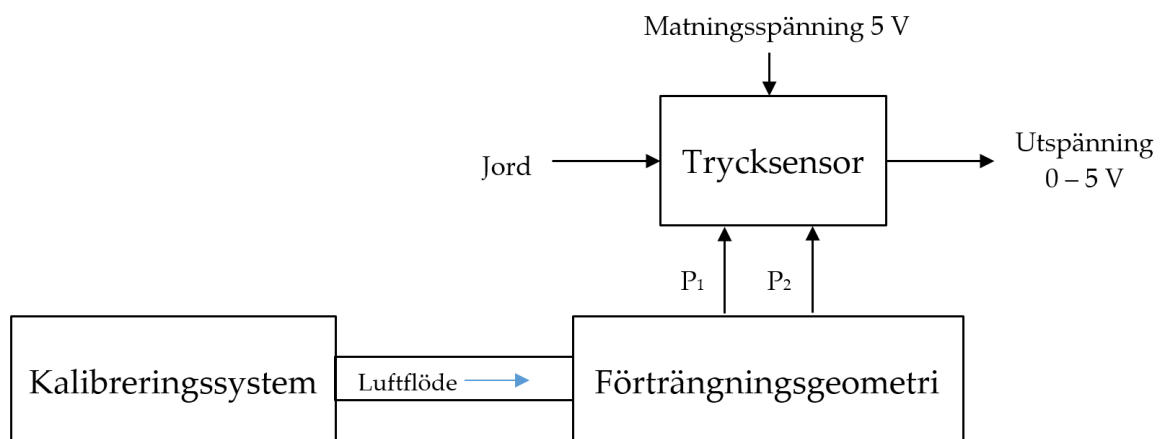
Figur 9: CAD-modell av prototypens mellanplatta med förträngningshål och tre skruvhål.

I både inloppet och utloppet borrar ett hål där en 5 cm lång aluminiumstång placeras och eventuella luftgap tätas med lim. Prototypen skruvas ihop med tre M5-skruvar och visas monterad i figur 10 nedan. Plaströr placeras över aluminiumrören för att möjliggöra anslutning av trycksensorn, vilka benämns P1 och P2 i kopplingsschemat, se figur 11.



Figur 10: Färdigställd prototyp.

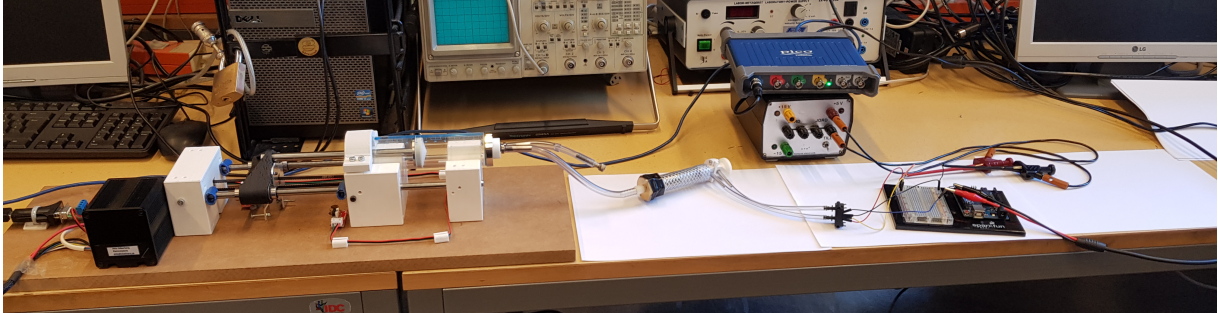
Kalibreringssystemet består av en doseringsspruta styrd av en servomotor, modell SM100A från Simplex Motion. Systemet styrs via dator med tillhörande programvara som gör att en kontrollerad volym flödar igenom prototypen. Uppställning görs enligt kopplingschemat i figur 11.



Figur 11: Kopplingsschema för uppställning av fysiska tester.

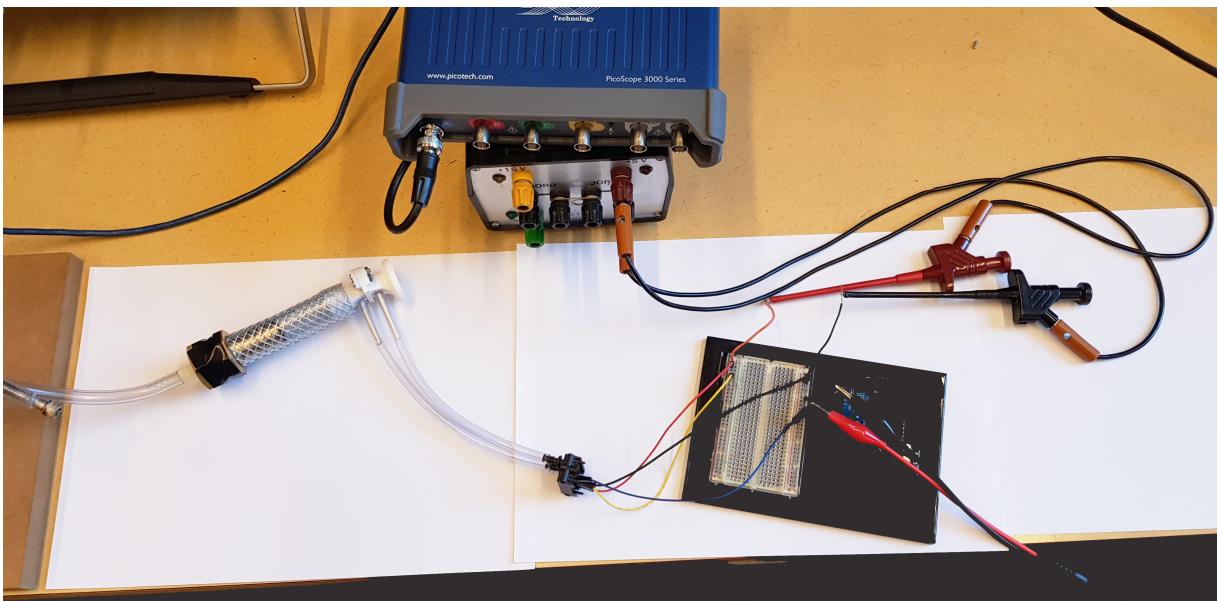
3. MATERIAL OCH METOD

Trycksensorn som används är Sensirion SDP 816 som finns med två mätområden, ± 125 Pa respektive ± 500 Pa. Specifikationer finns att hitta på Sensirions egen hemsida [23]. Tanken är att använda mätområdet på ± 500 Pa för att kunna mäta maxflödet på 300 ml/s. Uppställningen av hela sammankopplingen med kalibreringssystemet, prototypen och mätutrustningen visas i figur 12 nedan.



Figur 12: Uppkoppling av kalibreringssystem, prototyp och mätutrustning.

Prototypen är kopplad med portar på vardera sida om förträngningen till trycksensorn, vilken i sin tur kopplas upp enligt instruktioner i dess datablad [23]. Trycksensorn genererar en analog utsignal vilken kopplas vidare till ett picoskop för sampling, modell PicoScope 3404B, vilket kan ses i figur 13. Picoskopet är i sin tur kopplat till en dator där signalen kan läsas av.



Figur 13: Närbild på uppkoppling av prototyp.

Den avlästa utspänningen konverteras till tryckdifferens med hjälp av ekvation 9 och 10 som är givna i databladet [23], för mätområden på 125 Pa respektive 500 Pa. Ekvationerna används för att jämföra tryckdifferensen med hur tryckflödeskaraktäristiken ser ut för motsvarande flöde vid simulering. Ekvationernas parametrar syns i tabell 5. Funktionen *sign* avgör huruvida tryckdifferensen blir positiv eller negativ.

$$\Delta P = \text{sign}\left(\frac{A_{out}}{VDD} - 0.5\right) \cdot \left(\frac{A_{out}}{VDD \cdot 0.4} - 1.25\right)^2 \cdot 133 \quad (9)$$

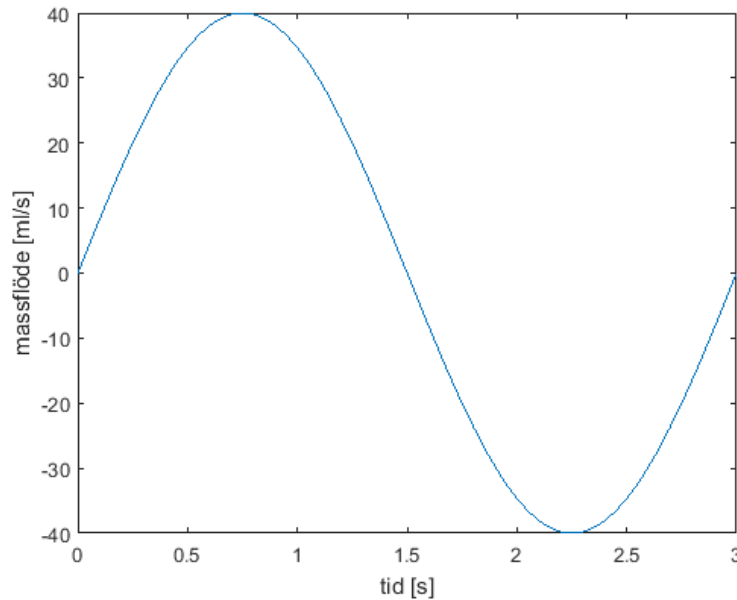
$$\Delta P = \text{sign}\left(\frac{A_{out}}{VDD} - 0.5\right) \cdot \left(\frac{A_{out}}{VDD \cdot 0.4} - 1.25\right)^2 \cdot 525 \quad (10)$$

Tabell 5: Parametrar som används i tryckdifferensekvationerna

Beteckning	Storhet	Enhet
VDD	Matningsspänning	[V]
A_{out}	Analog utspänning	[V]
ΔP	Tryckdifferens	[Pa]

Kalibreringssystemet har en maximal samplingsfrekvens på 0,04 s och periodtiden för trekantspulsen som används till dimensionering av förträngningsgeometrin är utan pauser 0,32 s. Detta innebär att kalibreringssystemet ger för få värden för att kunna utföra en rättvis jämförelse med de simulerade resultaten. På grund av detta utförs tester med en sinusvåg enligt ekvation 11 som visas i figur 14, vilken förväntas ge bra upplösning med kalibreringssystemet. Därav görs ytterligare en simulering i ANSYS, med samma sinusvåg, för att kunna jämföra resultaten.

$$40 \cdot \sin\left(\frac{2\pi \cdot t}{3}\right) \quad (11)$$



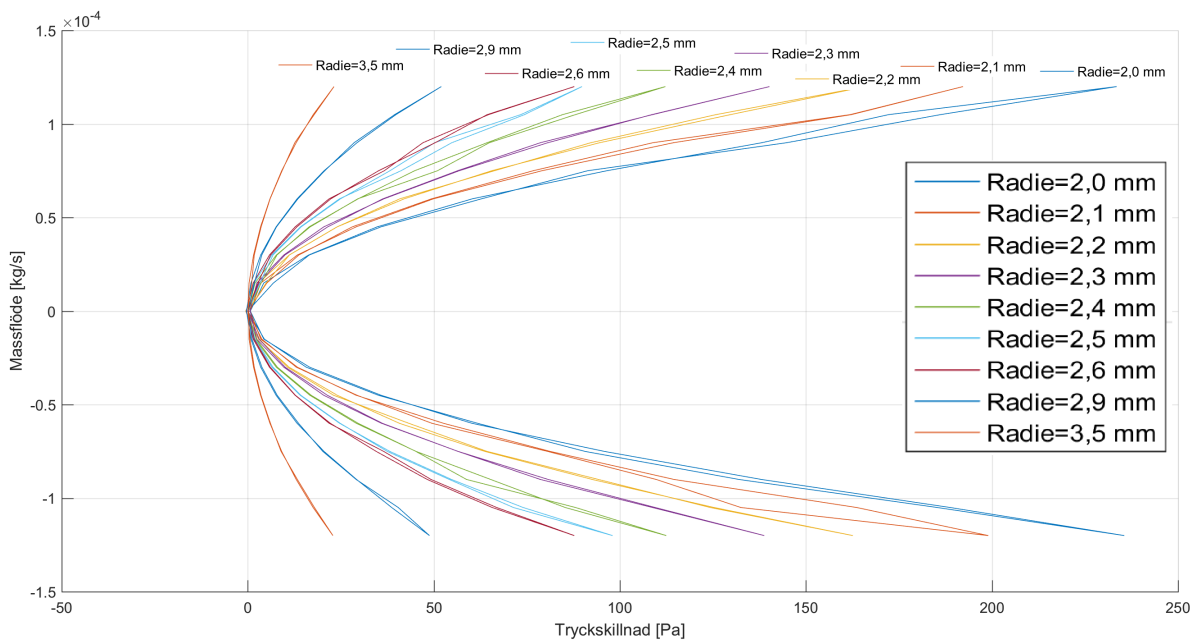
Figur 14: Sinusvåg som används för jämförelse av simulerade och fysiska tester.

4 Resultat

I det här avsnittet redovisas resultat från både simuleringarna och de fysiska testerna. Precis som i tidigare avsnitt redovisas resultaten i kronologisk ordning.

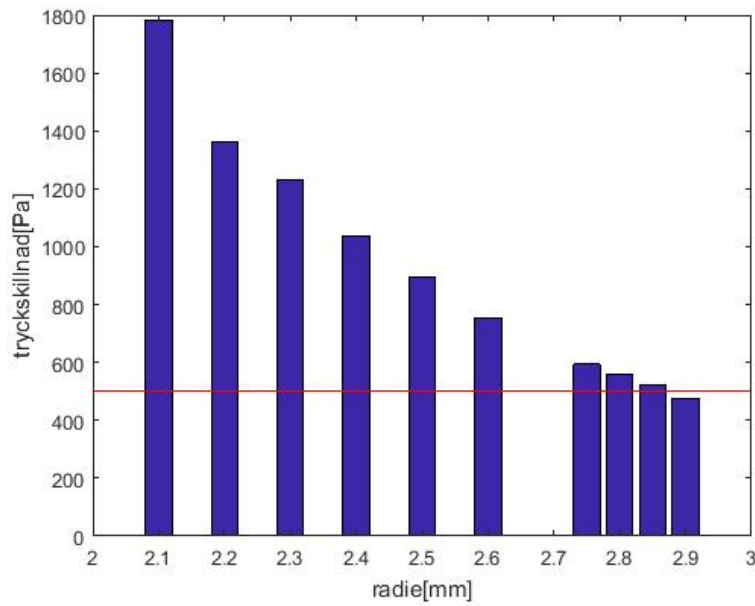
4.1 Simuleringsresultat

I figur 15 nedan visas resultatet av simuleringar med olika radier och transient flödespuls enligt figur 8. Figur 15 påvisar att de mindre radierna har större tryckdifferens, vilket medför en högre noggrannhet vid lägre flöden. Detta på grund av att fler datapunkter kan registreras av trycksensorn på flödesintervallet.



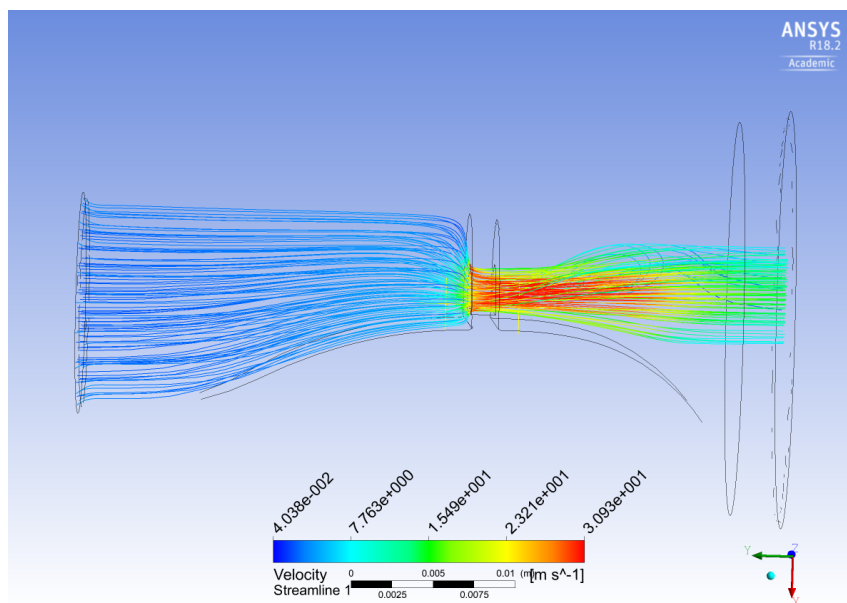
Figur 15: Tryckflödeskaraktäristik för flera olika radier vid transient puls.

Resultatet från de stationära simuleringarna med maxflöde på 300 ml/s visas i figur 16. Här framgår att radien på 2,9 mm är den minsta som uppfyller kravet på tryckdifferens under 500 Pa och den väljs därför för fortsatt arbete, se avsnitt 3.1 och 3.2.



Figur 16: Tryckdifferens vid stationärt flöde på 300 ml/s för flera olika radier.

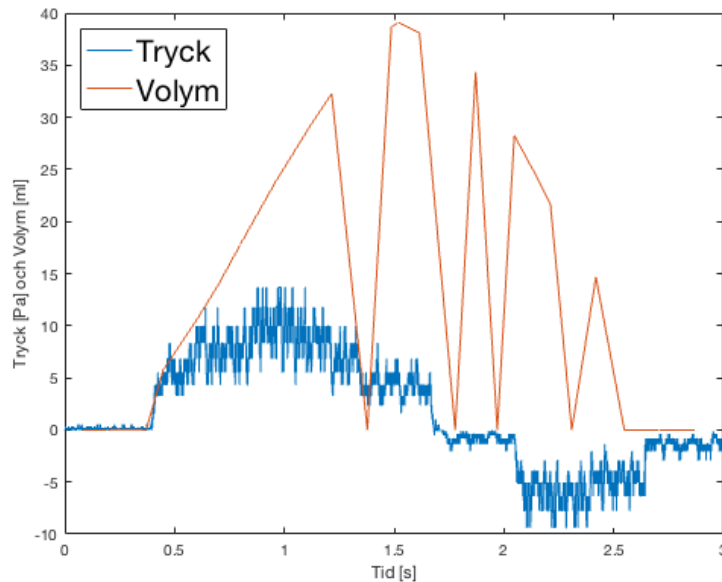
I figur 17 visas hastighetsfördelningen och strömlinjerna i förträngningsgeometrin, vid ett stationärt flöde på 300 ml/s. I figuren går flödet från vänster till höger och utloppet är således de gröna och ljusblå strömlinjerna. Här framgår att utloppshastigheten har som högsta värde 15 m/s vilket inte anses som en skadlig hastighet, se avsnitt 2.1. Strömlinjerna visar även att flödet inte är turbulent.



Figur 17: Strömlinjer och hastighetsfördelning i förträngningsgeometrin vid simulering med förträngningsradie 2,9 mm och ett stationärt flöde på 300 ml/s.

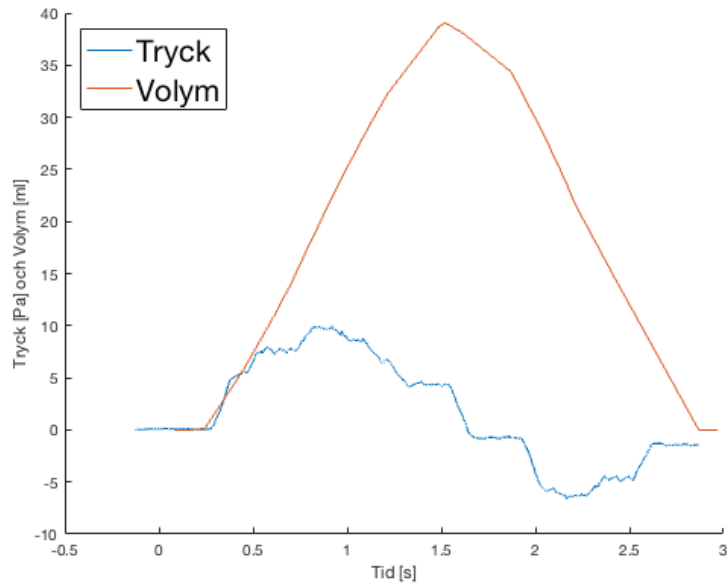
4.2 Resultat från fysiska tester

Utdatan från kalibreringssystemet visas obehandlad i figur 18, efter att ha omvandlats från spänning till tryck enligt ekvation 9. Här framgår det att tryckkurvan är brusig och att volymkurvan fluktuerar. Detta anses orimligt eftersom de snabba vändningarna inte motsvarar det som observerades under testtillfället.



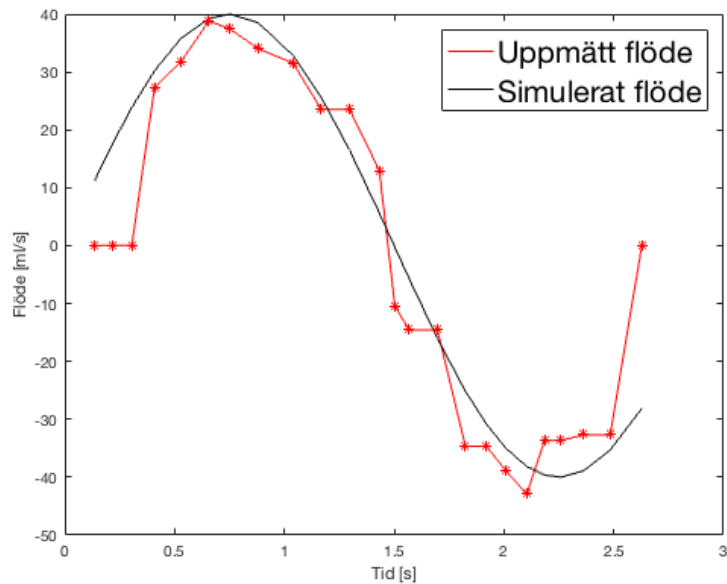
Figur 18: *Obehandlade volym- och tryckkurvor vid verkliga tester.*

För att få ut användbar data måste tryckbruset filtreras bort och volymfluktuationen reduceras genom interpolering. Filtreringen sker med hjälp av MATLAB:s inbyggda funktion för filtrering som approximerar fluktuationerna till en sammanhängande kurva. Interpoleringen genererar nya datapunkter mellan de befintliga värdena med antagandet att kurvan mellan dem är linjär. Figur 19 nedan visar tryck- och volymkurvorna efter filtrering.



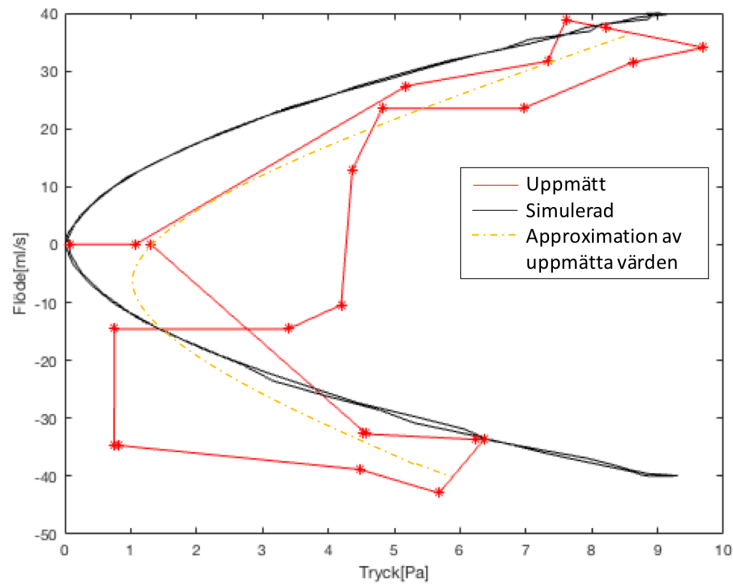
Figur 19: *Filtrerad tryckkurva och interpolerad volymkurva vid verkliga tester.*

Den sinusvåg som används vid simulering i ANSYS samt den puls som faktiskt genereras av kalibreringssystemet visas i figur 20. Här framgår att de inte överensstämmer exakt, men att de är förhållandevis lika.



Figur 20: *Jämförelse av sinusflöden.*

Tryckflödeskaraktäristiken för de simulerade och de fysiska testerna visas i figur 21. Här framgår att både de simulerade och verkliga testerna ger ett tryckspann inom samma område, 0 – 10 Pa.



Figur 21: Tryckflödeskaraktäristik för fysiska respektive simulerade tester samt en approximerad kurva av de uppmätta värdena.

Vidare framgår ur figur 21 att det finns en antydning till liknande tryckflödeskaraktäristik. Den största skillnaden är dock att de fysiska testerna ger en kantigare kurva eftersom kalibreringssystemet observerats generera missvisande värden. Systemet har även väsentligt färre mätpunkter än vad som används vid simuleringarna, vilket beror på att det tar större tidssteg än vad som angetts.

5 Diskussion

I det här avsnittet diskuteras simuleringsprocessen och de val som har gjorts. Vidare diskuteras prototypstillverkningen, uppställningen av de verkliga testerna och resultaten från de simulerade och fysiska testerna jämförs. Ytterligare diskuteras eventuella mätfel, verklighetsåterkoppling och förslag på fortsatta studier.

I resultatet framgår att den hålradi som väljs är 2,9 mm eftersom det är den minsta hålradi som fungerar för både den pulserande trekantsvågen och maxflödet på 300 ml/s. I resultatet framgår även att en mindre hålradi hade medfört större noggrannhet vid mätning av de lägre flödena. Till projektet tillhandahölls dock en trycksensor som begränsar hur stor tryckdifferens som kan mätas, vilket är den främsta anledningen till att 2,9 mm valdes som hålradi och inte en mindre. En alltför liten hålradi komplicerar dock produktion av geometrin samt medför en risk att det krävs en alltför stor kraft för att pressa luften genom förträngningen. Det är relevant att diskutera huruvida en motsvarande trycksensor, med större mätområde, skulle bidra till ett annorlunda resultat. Sannolikt hade simuleringar då visat att den minsta hålradien gett det mest gynnsamma resultatet eftersom det ger upphov till en större tryckdifferens. Detta skulle då kunna leda till mer noggranna mätningar samtidigt som alla mätvärden kan registreras, dock måste fortfarande ovan nämnda komplikationer tas i beaktning.

Eftersom prototypen 3D-printas i tre delar; inlopp, utlopp och mellanplatta, innebär det att geometrin skiljer sig från den som använts vid simuleringarna. Förträngningens längd är alltså olika i de båda fallen eftersom den simulerade geometrin saknar mellanplatta. Denna längdskillnad anses dock försumbar vid jämförelse av de olika resultaten i avsnitt 4.2 eftersom hålradien har större påverkan på tryckdifferensen. Dessutom anses det eventuella fel som genereras av denna längdskillnad helt försumbart i förhållande till de mätfel som uppstår vid verkliga tester.

För att mäta tryckdifferensen vid de fysiska testerna var den ursprungliga tanken att använda en trycksensor med ett mätområde på 500 Pa för att klara av maxflödet på 300 ml/s. Då de verkliga testerna utfördes framgick dock att den tillgängliga sensorn var defekt. För att lösa problemet byttes den ut till motsvarande trycksensor med mätområde på 125 Pa. Enligt simuleringarna är detta mätområde för litet för att kunna mäta flöden på 300 ml/s, men då kalibreringssystemet ändå inte kunde leverera sådana flöden har detta ingen påverkan på jämförelsen.

Kalibreringssystemet användes eftersom det tilldelades då det redan fanns tillgängligt, samt för att det tidigare dokumenterats som ett pålitligt system. Detta är inte vår upplevelse, då det under arbetets gång uppkommit många problem kopplade till kalibreringssystemet. Detta har försvårat jämförelsen av resultaten från simuleringarna och de fysiska testerna. Det visade sig att kalibreringssystemet inte klarade av att generera den simulerade trekantspulsen och på grund av detta behövdes ytterligare datorsimuleringar göras. Trots att simuleringar genomfördes med en sinusvåg som kalibreringssystemet skulle kunna klara av gick det fortfarande inte att göra en rättvis jämförelse mellan simulerade och verkliga tester. Kalibreringssystemet genererade inte den puls som var angiven utan gav en våg med annan periodtid och amplitud. Därför gjordes ytterligare simuleringar för att

matcha den våg som kalibreringssystemet genererat. Problemen med systemet gör att det inte på ett tillförlitligt sätt går att avgöra hur väl prototypen är utformad för att mäta luftflöden vid ventilerings. För fortsatta studier rekommenderas därför att använda ett annat kalibreringssystem eller att förbättra det befintliga.

Ett av projektets syften var att jämföra hur väl simuleringarna överensstämmer med de fysiska testerna. I resultatet framgår att tryckflödeskaraktistiken är liknande men att de fysiska testerna ger en betydligt kantigare kurva. Detta beror med största sannolikhet på att kalibreringssystem tar större tidssteg och således får färre mätpunkter. Grundinställningen för tidssteget till både de simulerade och fysiska testerna är samma, men kalibreringssystemet tog inte tillräckligt snabba steg. En annan anledning till att kurvan blir kantigare kan vara att sinusvågen inte blir lika jämn som den simulerade vilket leder till att flödet från början inte är lika jämnt. Dessa faktorer bidrog till att det var problematiskt att simulera och utföra tester med samma flöde.

De snabba volymändringarna som uppmätts och visas i figur 18 stämmer inte överens med de observationer som gjorts under testtillfället. Det är omöjligt att svängningarna gått så fort när mer rimliga och jämnare svängningar observerats. Detta är anledningen till att datan filtreras och interpoleras för att ge mer verklighetstroga värden. Eftersom filtreringen tar medelvärden mellan befintliga värden ger det en jämnare kurva än vad den uppmätta visade men resultatet blir en mer verklighetstrogen kurva.

Jämförelsen mellan de simulerade och fysiska testerna är svår att göra rättvis. Kalibreringssystemet är inte så pålitligt som det beskrivits i tidigare arbeten. Vid varje test som genomförts har olika fel uppstått och det har således inte gått att i förväg korrigera för fel som uppkommer då det varit mycket svårt att veta vad som brister nästa gång. Utifrån de resultat som erhållits kan trots allt en liknelse urskiljas som antyder att de fysiska testerna stämmer överens med de simulerade. Detta måste dock undersökas ytterligare för att kunna säkerställa att mätningen är korrekt och att resultaten verkligen överensstämmer.

Tanken med projektet är inte att skapa ett system som vårdpersonalen behöver anpassa sig till, utan ett system som anpassar sig till hur verkligheten ser ut idag. Det finns därför en del faktorer som behövs tas hänsyn till vid fortsatta arbeten inom området. En avgränsning som gjordes var att bortse från att prematura barns lungor kan liknas vid en resistans och en elastisk volym under ventilerings. Detta innebär att det egentligen krävs ett större tryck än vad som har använts vid beräkningar och simuleringar i projektet. Lungresistans är därför något som bör undersökas i fortsatta studier. Ytterligare en faktor för fortsatta undersökningar är mätpunkternas placering på geometrin. En avgränsning som gjordes var att låta mätpunkterna förbli på samma plats under alla simuleringar. Därmed har det inte undersökts huruvida andra placeringar av mätpunkterna påverkar resultaten. Vidare bör fortsatt utveckling av utrustningen möjliggöra avläsning av luftvolymen istället för tryckskillnaden. Den inpumpade volymen påverkar barnets lungor mest och är därför troligvis det mätvärde som är av störst intresse för vårdpersonalen.

Rapporten behandlar flödesmätning och tar inte eventuella långsiktiga konsekvenser av ventilerings i beaktning. En konsekvens är att barnets lungvävnad påverkas negativt av ventilerings vid för stora volymer och ytterligare en att hjärnskador kan uppstå på grund av för liten tillförd syremängd. En tillförlitlig flödesmätning bör dock leda till en minskad

risk för komplikationer då luftmängden kan övervakas och anpassas därefter. Det här arbetet är ett steg i processen att förbättra vårdkvaliteten vid ventilering av prematura barn. Resultatet av projektet anses därmed inte kunna försämra befintlig vårdkvalitet utan enbart medföra positiva konsekvenser.

6 Slutsats

Simuleringar visade att mindre förträngningshålradii resulterade i mer gynnsam tryckflödeskaraktäristik, det vill säga större noggrannhet vid mätning av tryckdifferens. Hålradien på 2,9 mm valdes därför eftersom det var den minsta radien som resulterade i en tryckdifferens inom trycksensorns mätområde på 500 Pa. Efter val av hålradien utfördes experimentella undersökningar och simuleringar med samma luftflöde för att kunna jämföra resultaten. Jämförelsen visade en antydning till liknande tryckflödeskaraktäristik men på grund av ett opålitligt kalibreringssystem krävs fortsatta studier för ett mer tillförlitligt resultat.

Sammanfattningsvis har delar av syftet med projektet uppfyllts då den framtagna förträngningsgeometrin fungerar vid uppmätning av pulserande flöde. En prototyp har tillverkats, testats och resultatet har sedan jämförts med det från simuleringarna.

För framtida projekt inom samma område rekommenderas att använda ett annat, mer pålitligt, kalibreringssystem som klarar av att generera de tänkta pulserna. Dessutom rekommenderas att utöka projektet och ta hänsyn till lungimpedans. Slutligen rekommenderas att skapa ett system som visualiserar inpumpad volym istället för tryckskillnad, då detta troligtvis är mer användbart för vårdpersonal.

7 Referenser

- [1] I. Amer-Wählin, J. van den Berg, S. Berglund, M. Blennow, A. Dahlström, U. Ewald, H. Hagberg, B. Jonsson, A. Kierkegaard, G. Sjörs, K. Sävman, L. Hellström-Westas och J. Ågren, “Asfyxi och neonatal HLR,” nr. 57, 2008 Tillgänglig: <http://www.blf.net/neonatology/images/pdf/ARG57inkl%20errata%20sid%2018.pdf>.
- [2] J. Malmquist och B. Lindquist, “RDS,” 2000 Tillgänglig: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l%C3%A5ng/rds>.
- [3] T. E. Wiswell, “Resuscitation in the Delivery Room: Lung Protection From the First Breath.” *Respiratory Care*, vol. 56, no. 9, pp. 1360–1367, s. 1360-1367, 2011 Tillgänglig: 10.4187/respcare.01433.
- [4] C. J. Morley, P. G. Davis, L. W. Doyle, L. P. Brion, J.-M. Hascoet, and J. B. Carlin, “Nasal CPAP or Intubation at Birth for Very Preterm Infants,” 2008 . Tillgänglig: <http://www.nejm.org/doi/full/10.1056/nejmoa072788> [2018-01-26].
- [5] Resuscitation Council (UK), Tillgänglig: <https://www.resus.org.uk/about-us/> [2018-01-30].
- [6] J. Wyllie, J. Bruinenberg, C. C. Roehr, M. Rüdiger, D. Trevisanuto och B. Urlesberger, “European resuscitation council guidelines for resuscitation 2015: Section 7. resuscitation and support of transition of babies at birth,” vol. 95, pp. 249–263, s. 249-263, 2015. Tillgänglig: <https://ac.els-cdn.com/S030095721500341X/1-s2.0-S030095721500341X-main.pdf?tid=a0e4b9c5-d28f-4452-a681-7333b03c16e4acdnat=15258563215dbd9aee66406c8b9c992c88135a45de>.
- [7] C. Verbeek, H. A. van Zanten, J. J. van Vonderen, M. J. Kitchen, S. B. Hooper, A. B. te Pas, “Accuracy of currently available neonatal respiratory function monitors for neonatal resuscitation,” 2016 . Tillgänglig: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00431-016-2739-1> [2018-01-26].
- [8] *SERIES 1140 SmartLab™ Instrumentation for Respiratory Measurements*, Hans Rudolph Inc, 2017.
- [9] F. M. White, *Fluid mechanics*, ser. 7th ed. in SI units. McGraw-Hill, 2011.
- [10] M. Landgren, P. Larsson, J. Månsson, V. Skantze och L. Tranheden, “Analys av geometrier hos flödesmätare i medicinsk ventilationsutrustning,” 2016.
- [11] A. C. Vilalta, “Simulation and evaluation of respiratory flow sensor for medical ventilation equipment,” 2017.
- [12] L. Brown, F. Kjellberg, G. Lindberg, J. Lund och F. Schyum, “Design and verification of a calibration system for flow measurement sensors,” 2017.
- [13] A. R. Silberberg, “Flow and pressure data from resuscitation,” 2011.
- [14] G. B. Lindström, “Luftvägar och lungor,” Tillgänglig: <https://www.1177.se/Vastra-Gotaland/Tema/Kroppen/Cirkulation-och-andning/Luftvagar-och-lungor/>, [2018-02-13].

- [15] T. Renée Anthony, K. R. Anderson, “Computational fluid dynamics investigation of human aspiration in low-velocity air: Orientation effects on mouth-breathing simulations,” Tillgänglig: <https://academic.oup.com/annweh/article/57/6/740/148878>, vol. 57, no. 6, pp. 740–757, [2018-04-28].
- [16] “Normal andningsfrekvens,” 2016, Tillgänglig: <http://omhalsa.info/manniskokroppen-systems/normal-andningsfrekvens.php> [2018-05-09].
- [17] Nationalencyklopedin, “Lungvolym,” Tillgänglig: <http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/lungvolym>, [2018-02-13].
- [18] A. R. Silberberg, (Universitetslektor vid Elektroteknik och elkraft), Privat kommunikation, 2018.
- [19] M. Ogawa, Y. Matsuda, E. Kanda, J. Konno, M. Mitani, Y. Makino, and H. Matsui, “Survival Rate of Extremely Low Birth Weight Infants and Its Risk Factors: Case-Control Study in Japan,” *ISRN Obstet Gynecology*, 2013, Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3858981/>, [2018-02-13].
- [20] “Respiratory distress syndrome,” Tillgänglig: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMH000000000/> [2018-04-25].
- [21] M. DePietro, “Lung development and infant breathing disorders,” Tillgänglig: <https://www.healthline.com/health/lung-development-and-breathing-disorders>, [2018-04-25].
- [22] Svenska Neonatalföreningen för HLR och initialt omhändertagande, “Neonatal HLR,” Tillgänglig: <http://neohlrutbildning.se/index.php/hlr-utbildning/neonatal-hlr/neohlr-steg-foer-steg>, [2018-04-13].
- [23] S. A. Switzerland, “Differential pressure sensors sdp800 series,” Tillgänglig: <https://www.sensirion.com/en/flow-sensors/differential-pressure-sensors/sdp800-proven-and-improved/>, [2018-04-17].

Bilagor

Bilaga 1. ANSYS-Simuleringar

Geometri och Mesh

För att få en bild av hur ett pulserande flöde beter sig används programmet ANSYS CFX. Där används det tidigare projektets designförslag som geometri [10], med förändringsbara parametrar. Denna initieras i ANSYS workbench, för att kunna skapa ett flödesschema för simuleringen. För att simulera i ANSYS skapas en mesh som kan ses i figur 7. I meshen utförs, under simuleringen, beräkningar i varje cell. Eftersom de mest intressanta mätningarna utförs kring förträngningen krävs en finare mesh vid det området. För att reducera simuleringstiden görs meshen i tre lager. Det första lagret är en autogenererad mesh som ANSYS själv ansätter, vilken dock är för grov då mätpunkterna kring förträngningen kräver finare mesh. Därför utformas det andra lagret genom att ansätta en sfär kring förträngningen i vilken cellerna är finare. Det tredje och sista lagret definieras därefter innanför sfären och är en ännu finare mesh vid förträngningen på geometrin.

CFX Pre

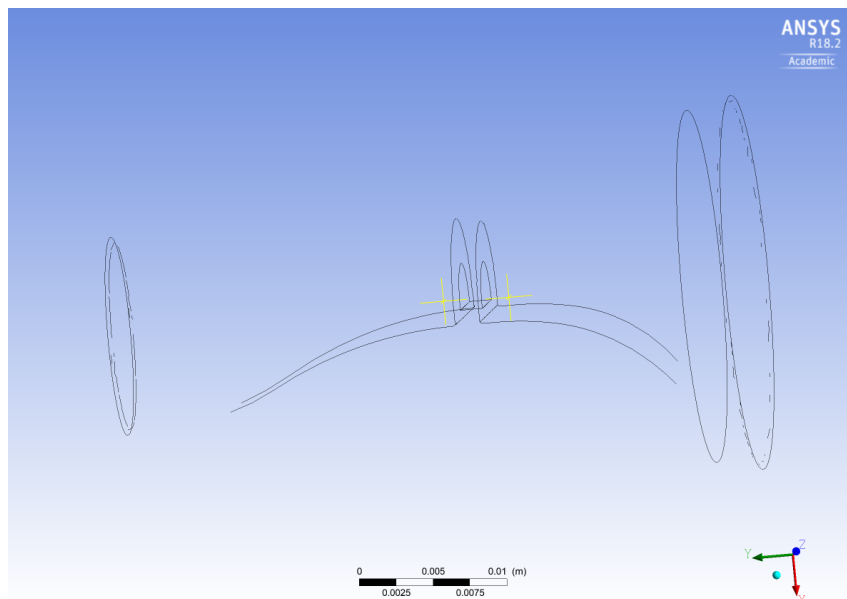
Då meshen skapats och förfinats måste initialvärden definieras i CFX Pre innan simuleringen kan startas. Då luftflödet inte är konstant görs simuleringarna via transient analys, vilken utför ett flertal stationära beräkningar kring varje tidssteg. Simuleringstiden väljs till specificerad periodtid, då detta är den totala längden på pulsen, och tidssteget väljs till 0.005 sekunder. Dock kan tidsstegs-inställningen variera beroende på vilken simulering som utförs, då en mindre hålradi medför att ett kortare tidssteg krävs. Dessutom kräver programmet att de mellanliggande resultaten sparas, vilket görs i "transient results", där resultatet sparas var 0.01 sekund i simuleringen.

De randvillkor som ansätts är "inlet" med flöde som variabel i ena änden och "opening" i andra änden.

För transient analys krävs att simuleringen har ett sparat tillstånd att börja beräkningarna ifrån. Därför körs först en simulering med stationär beräkning där inflödet sätts till 0. Resultatfilen används sedan som initialvärde för att kunna starta den transienta simuleringen.

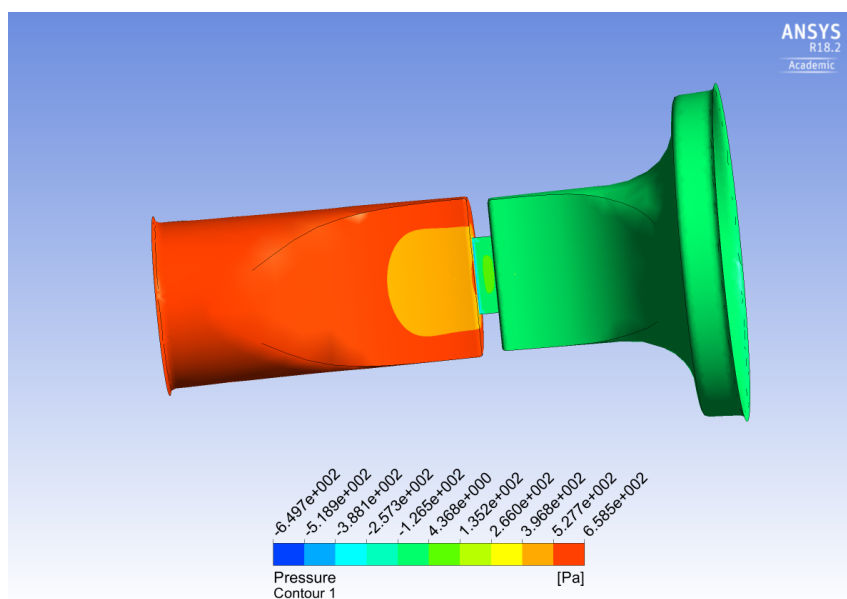
CFX Post

I CFX Post tolkas resultatet från simuleringen. De storheter som analyseras är utloppshastighet och tryckskillnad. Utloppshastigheten påvisas med hjälp av strömlinjer, som även möjliggör analys av turbulens. För att kunna mäta tryckskillnaden placeras två prober på vardera sida om förträngningen, en i inloppet och en i utloppet, se figur 22.



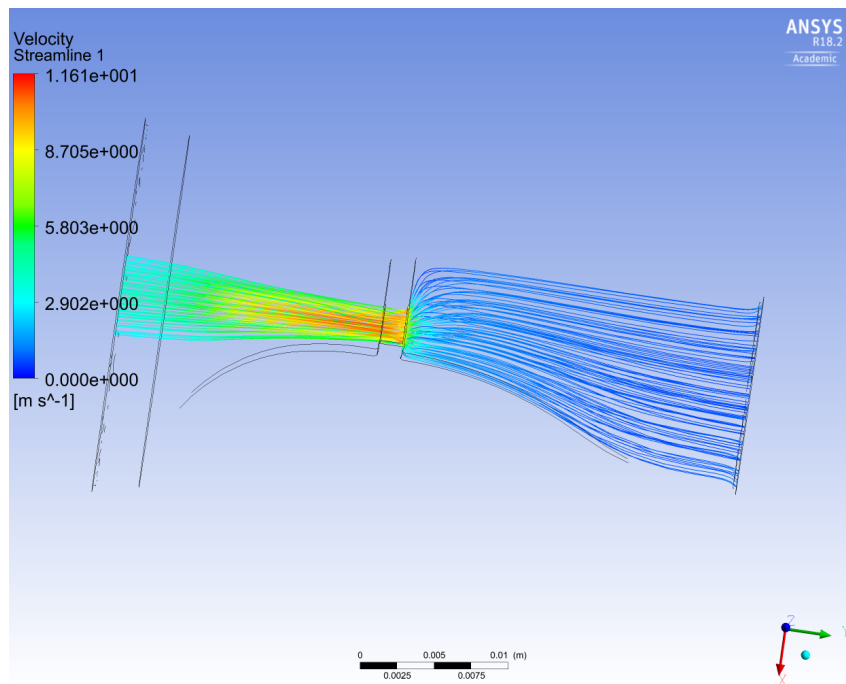
Figur 22: Illustration över mätpunkternas placering, de gula kryssen motsvarar mätpunkterna.

Tryckskillanden vid respektive radie och flöde förs även in i en Excel-fil för att kunna analyseras i MATLAB. Ett exempel på hur tryckfördelningen ser ut kan ses i figur 23.



Figur 23: Exempel på hur tryckfördelningen kan se ut vid stationärt flöde på 300 ml/s.

I CFX Post kan även hastigheten för luftflödet vid en simulering tas fram. Ett exempel på detta visas nedan i figur 24.



Figur 24: *Exempel på simuleringsresultat.*