



## Intensivvårdsventilation i tryckkammare

Praktiska försök och tankar kring optimering

*Examensarbete inom högskoleingenjörsprogrammet Mekanik*

Stefan Barth & Torbjörn Rasmusson

Institutionen för Material- och tillverkningsteknik

*Avdelningen för Avancerad oförstörande provning*

CHALMERS TEKNISKA HÖGSKOLA

Göteborg, Sweden, 2013

Examinator: Gert Persson Examensarbete No. 103/2013



## FÖRORD

Detta examensarbete har tillkommit då vi teknologer, som studerar på mekatronikprogrammet på Chalmers, har en stor passion för dykning. Examenarbetets handledare Åke Larsson, som arbetar på företaget Maquet Critical Care AB, delar denna passion vilket har kommit att prägla delar av hans utvecklingsarbete. Inom respiratorteknik finns det vissa likheter med avancerade dyksystem, vilket haft inverkan på rapportens tillkomst.

Maquet Critical Care AB är en av de världsledande aktörerna inom tillverkning och utveckling av respiratorer. Under 2004 påbörjades ett arbete på Åkes initiativ att ta fram en respirator för tryckkamarbruk. År 2012 lanserades en maskin för detta ändamål av Maquet Critical Care AB, denna är idag den bästa och mest sofistikerade lösningen som existerar för respiratorbehandling i tryckkammare.

Som aktiva dykare är vi måna om att utvecklingen inom tryckkamarbehandlingar går framåt, även om vi själva helst ser att vi slipper begagna oss av densamma.

Slutligen vill vi tacka Åke Larsson och Elin Naeslund på MCC AB för att de varit mycket bra handledare. Åke har inte bara bidragit till examensarbetets tillkomst utan även vår egen utveckling som människor och blivande Ingenjörer.

Vi vill också tacka Peter Kronlund, tryckkammartekniker och operatör på Karolinska sjukhuset, som ställt upp dag som natt för att vi skulle kunna genomföra våra tryckkamarförsök och dessutom försett oss med mycket relevant information.

Stort tack går också till Gert Persson på Institutionen för material och tillverkningsteknik som varit vår handledare på skolan och varit en stor hjälp för oss. Givetvis vill vi tacka alla underbara lärare på mekatronikprogrammet som försett oss med mycket nyttig kunskap och ett sätt att tänka under våra år på skolan.

## SAMMANFATTNING

Arbetet har utförts på Maquet Critical Care AB, ett företag som specialiserat sig på utveckling av respiratorer och anestesimaskiner. Maquet Critical Care AB är en del av MAQUET som i sin tur är en del av Getinge Group.

Examenarbetets syfte är att utreda hur ett ökat omgivningstryck påverkar gasflödets egenskaper i andnings slangsystemets komponenter hos en respirator. Med kunskap om detta kan underlag för råd till behandlande vårdpersonal vid respiratorbehandling i tryckkammare tas fram.

En mätuppställning har designats och realiserats med syfte att systematiskt kunna testa flera olika komponenter och samla in mätdata från dessa under tryckkammarförsök. Under arbetets gång har 40 tryckkammarkörningar gjorts på Karolinska sjukhuset. Insamlad data har därefter sammanställts och analyserats.

Den bedömning som gjorts säger att de rimligaste åtgärderna för att underlätta ventilation av en patient bör vara att korta längden på endotrachealtuberna, d.v.s. att kapa eventuellt utstick. Näst efter kan man prioritera bort HME under tryckkammarkörningen alternativt utveckla ett befuktningssystem som är tryckkammarkompatibelt. Vidare bör man i tryckkammare välja det slangset som ger lägst motstånd då skillnaderna blir större med ökat omgivningstryck.

## ABSTRACT

The work has been carried out at Maquet Critical Care AB, a company specializing in development of respirators and anesthesia machines. Maquet Critical Care AB is a part of MAQUET that is a part of Getinge Group.

The thesis aims to create an understanding of how increased ambient pressure affects the gas flow characteristics of the breathing hose components of a respirator. With knowledge of this, advice to the treating medical personnel in respiratory therapy in hyperbaric chambers can be developed.

The work has been performed at Maquet Critical Care AB, a company specializing in the development of medical systems.

During the project a measurement arrangement was designed and manufactured, to systematically collect measurements from different items tested in the pressure chamber. During the work 40 chamber tests was performed at Karolinska sjukhuset in Stockholm. After the data was collected, compiled and analyzed.







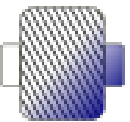
The assessment made says that the most reasonable measures to facilitate ventilation of a patient should be to shorten the length of the endotrachealtubes, ie to cut any protrusion. The next action to make should be to remove the HME during treatment in pressure chamber, or alternatively develop a humidification system that is hyperbaric compatible. Furthermore, it should be important to choose the best tubing set available with the lowest resistance, since the differences become leger with increasing ambient pressure.

## INNEHÅLLSFÖRTECKNING






1	Inledning.....	4
1.1	Bakgrund .....	4
1.2	Syfte.....	4
1.3	Avgränsningar .....	5
1.4	Precisering .....	5
2	Teoretisk referensram.....	6
2.1	Flödesmotstånd och turbulens .....	6
2.2	Insamlingsmetod.....	6
2.3	Mätnoggrannhet.....	8
2.4	Komprimerad gas .....	8
2.5	Volymflöde, massflöde och tryck.....	8
3	Intensivvårdsventilation och tryckkammarbehandling .....	10
3.1	Intensivvårdsventilation.....	10
3.1.1	Allmänt om respiratorvård .....	10
3.1.2	Respiratorns slangsystem .....	11
3.2	Tryckkammarbehandling.....	15
3.3	Intensivvårdsventilation under HBO .....	15
4	Metod.....	18
4.1	Mätuppställning .....	19
4.2	Datainsamling.....	22
5	Genomförande .....	24
5.1	Tryckkammargenomföringar.....	25
5.2	Val av sensorer .....	25
5.2.1	Massflödesgivare.....	25
5.2.2	Trycksensorer .....	25
5.3	Kalibrering av givare .....	26

5.3.1	Flödesgivare .....	26
5.3.2	Tryckgivare .....	27
5.4	Begränsningar .....	27
5.4.1	Flödesbegränsning.....	27
5.4.2	Sensorer .....	28
5.5	Testobjekt .....	28
5.6	Servo-I .....	29
5.7	Resultatframställning.....	29
6	Resultat .....	30
6.1	Analys av hel slanguppsättning .....	31
6.2	Jämförelse mellan olika slangset .....	33
6.3	Högupplöst analys av 15mm engångsslangset. ....	35
6.4	Endotrachealtub .....	37
6.5	Analys av HME .....	39
6.6	Analys av filter .....	40
7	Slutsats.....	44
8	Diskussion .....	46
9	Referenser.....	48
9.1	Ekvationer.....	48
9.2	Personreferenser .....	48
10	Bilagor .....	50
	Bilaga 1, Signalanpassning av massflödesmätare .....	1
	Bilaga 2, Uträkning av Reynoldstal .....	1

## BETECKNINGAR OCH SYMBOLER

MCC	Maquet Critical Care AB	
KS	Karolinska Sjukhuset	
HBO	Hyperbar Oxygenterapi	
MP100	Biopac MP100 (analog/digital pc interface)	
HM35	Hubert instrument HM35 (digital manometer) SN: B010208	
TSI	Massflödesmätare TSI 4040 SN: 4040 9817 016	
MFM	Massflödesmätare TSI 4226, Se bilaga.x	
PST	Piezostat Se bilaga.x	
HME	Heat and Moisture Exhanger	
	Tryckgivare	[Figur 2.1 , 4.2 , 4.3]
	Differenstryckgivare	[Figur 4.3 , 5.4]
	Massflödesgivare	[Figur 4.3]
	Strypventil	[Figur 4.2 , 5.3 , 5.4]
	Tryckregulator	[Figur 4.2 , 4.3]
	Heat and moisture exchanger (HME)	[Figur 3.1 , 3.5]
	Exspirations filter	[Figur 3.1 , 3.5]



	Y-stycket	[Figur 3.1 , 3.5]
	Endotrakealtub	[Figur 3.1 , 3.5]
	Väggmonterat uttag för andningsluft	[Figur 4.2]
	Volymflödesgivare	[Figur 5.3]
	Tryck kärl	[Figur 4.2]



# 1 INLEDNING

## 1.1 Bakgrund

Inom den moderna sjukvården används Hyperbar oxygenbehandling, HBO, för behandling av en rad sjukdomstillstånd. Detta är en behandling där patienten andas syrgas under förhöjt omgivningstryck. Majoriteten av HBO-behandlingarna görs på vakna patienter som andas själv, exempelvis behandling av svårläkta diabetessår eller behandling av svåra strålskador efter cancerbehandling.

En liten men viktig del av behandlingarna görs på kritiskt sjuka patienter under intensivvård. För dessa patienter är behandlingen i många fall livräddande och de diagnoser som behandlas är allvarliga vävnadsdödande infektioner ("kallbrand") och kolmonoxidförgiftning efter rökskador. Dessa patienter kan inte andas själv utan får andningshjälp med hjälp av en respirator. En rad behandlingar ges under typiskt en vecka och i infektionsfallen kombineras HBO med en aggressiv kirurgisk behandling, d.v.s. de infekterade vävnaderna tas bort.

Vid användning av respirator måste ventileringen av patienten vara tillräckligt stor för att gasutbytet skall vara optimalt, dock inte för stor då man riskerar att skada patientens lungor.

Vid ökat omgivningstryck förändras gasernas egenskaper vilket leder till att andnings-slangsystemet, som kopplar ihop patienten med ventilatorn, får en annan flödeskaraktäristik.

Det är viktigt att veta hur detta påverkar ventilationen av patienten. I dag finns det ingen forskning inom detta område.

## 1.2 Syfte

Examensarbetets syfte är att samla information om och beskriva hur ett ökat omgivningstryck påverkar tryckfallet hos en respirators andningsslangssystem och dess ingående komponenter vid olika gasflöden. Andningsslangsystemet är de delar som förbinder respiratorn med patienten.

Denna kunskap kan sedan användas för att skapa underlag för hur andningsslangsystemet kan effektiviseras. Idag finns inte denna kunskap och vårdpersonalen använder ofta de andningsslangssystem som finns tillgängliga på den vanliga intensivvårdsavdelningen utan att reflektera över hur dessa påverkar möjligheten att ventilera patienten.

### **1.3 Avgränsningar**

Försöken genomförs med andningsluft som gas.

Komponenterna undersöks under de vanligast förekommande behandlingstrycken samt ett referenstryck som är högre än de övriga trycken.

Data samlas in vid steady state med konstanta parametrar, dynamiska förlopp undersöks ej.

Komponenter som undersöks är de som marknadsförs av MCC samt de tredjepartskomponenter som är vanligt förekommande på KS.

### **1.4 Precisering**

Vår hypotes säger att arbetet som krävs för att transportera andningsgasen genom slangsystemet blir högre vid förhöjt omgivningstryck. Detta då flödesresistansen ökar med omgivande tryck på grund av ökad friktion till följd av högre gasdensitet.

Syftet med försöken är att fastställa hur mycket flödesresistansen påverkas vid olika omgivningstryck samt hur mycket de olika komponenterna i andningskretsen bidrar. Utöver detta skall även motståndet för spontanandning genom en kraftlös Servo-I HBO (MCC respirator avsedd för tryckkammarbruk) undersökas.

## 2 TEORETISK REFERENS RAM

I detta kapitel ges en teoretisk bakgrund till rapporten.

### 2.1 Flödesmotstånd och turbulens

Det som påverkar strömningsmotståndet genom ett rör mest är friktionen som gasen utsätts för. Vid olika flöden påverkas strömningen av olika mycket friktion. Man skiljer på laminär respektive turbulent strömning. Det är intressant att veta när turbulent strömning inträffar då det har en markant inverkan på flödesresistansen.

Vid laminärt flöde flyttas hela gasmängden åt samma håll och har endast den yttre friktionen mot röret att jobba mot. Vid turbulent flöde rör sig inte all gas i samma riktning, utan mer oordnat och kaotiskt, då tillkommer ett friktionsbidrag från den inre friktionen i gasen. Inre friktion är den friktion som uppstår mellan olika fluidlager.

På grund av de undersökta komponenternas komplexitet kan det dock vara svårt att teoretiskt bedöma när det inträffar laminär respektive turbulent strömning.

### 2.2 Insamlingsmetod

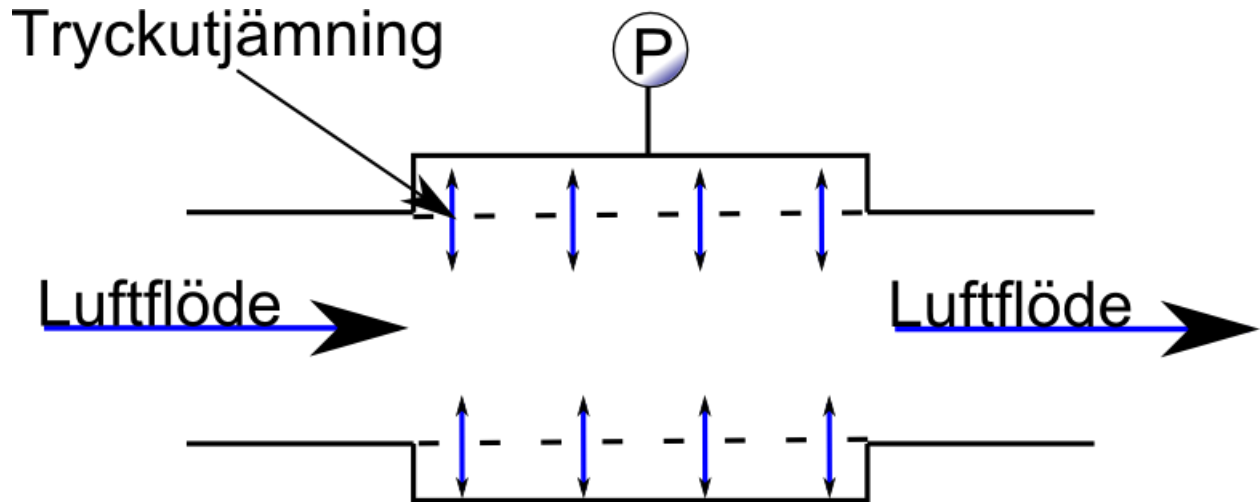
För insamling av data används differenstrycksgivare och massflödesmätare anslutna till en PC via ett MP 100 system tillverkat av BIOPAC System, Inc.

I PCn används en mjukvara som heter AcqKnowledge 3.9.1. Denna tillsammans med ett MP 100 systemet skapar ett mycket kraftfullt labbinstrument för att logga mätdata. I detta fall används systemet för att spela in och spara spänningssignaler från de givare som används i experimentet.

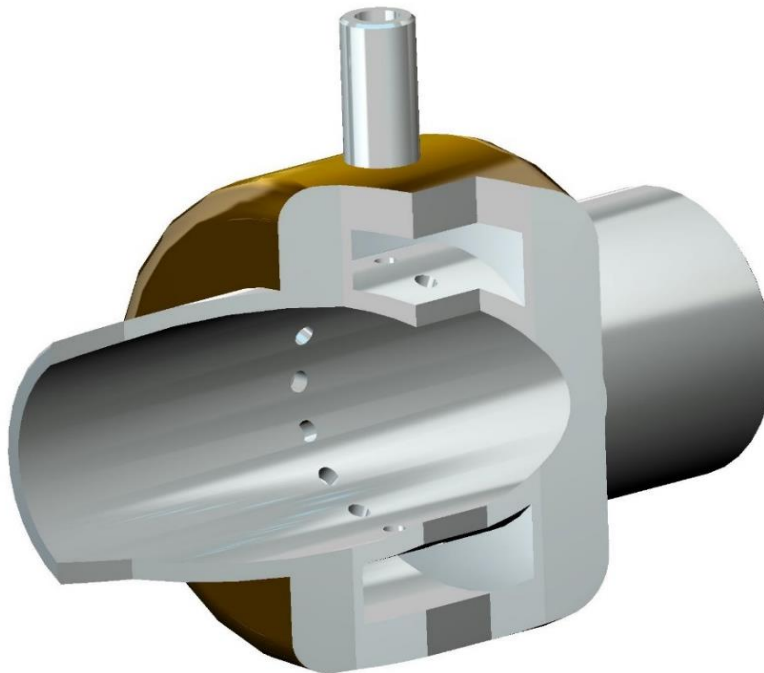
### Piezostat

Till försöken används piezostater för att samla in data. En piezostat är ett mekaniskt filter som filtrerar bort turbulens och på så sätt kan ge en renare och stabilare trycksignal. En piezostat består av ett rör (i detta fall av mässing) som man ansluter mätobjektet till. Detta rör har en

utanpåliggande kammare. Röret och kammaren binds samman med massa små kanaler och mätvärdet tas sedan ut ur en anslutning till kammaren [se Figur 2.1 och 2.2].



*Figur 2.1 Piezostat i genomskärning*



*Figur 2.2 Piezostat 3D modell*

## 2.3 Mätnoggrannhet

Samtliga givare i försöket kalibreras mot instrument med spårbarhet. Ett instrument med spårbarhet innebär att det har kalibrerats mot ett erkänt noggrant instrument, ofta har dessa instrument kalibrerats mot ett instrument på fabriken. Tillverkaren skickar i sin tur sina kalibreringsinstrument till ett företag som är specialiserat på att kalibrera instrument. En sådan kontroll kan i Sverige utföras av t.ex. Sveriges provnings- och forskningsinstitut, SP. Alla instrument kalibreras med ett givet tidsintervall för att säkerställa att instrumenten håller önskad noggrannhet[2].

## 2.4 Komprimerad gas

Gasen som respiratorn använder för att ventilera patienten med är en blandning av luft och syrgas, dessa gaser försörjs respiratorn med från tryckledning eller tryckkärl. All gas som respiratorn använder är komprimerad, det vill säga att den har högre tryck än omgivningen (2,0–6,5 bar övertryck).

För att fukt inte skall kondensera och förstöra utrustning och ledningar som hanterar gasen så torkas gasen när den komprimeras. När gas komprimeras blir den varm och måste kyls ned, vid expansion gäller det omvända. Konsekvenserna av gashantering blir att gasen som kommer ut ur respiratorn är kall och helt torr.

## 2.5 Volymflöde, massflöde och tryck

Boyles lag ger oss att volymen hos en gas vid konstant temperatur är omvänt proportionell mot dess tryck. T.ex. om vi har 10 liter fri gas (vid 1bars absolut tryck) och komprimerar den till 10 gånger högre tryck kommer vi att ha 1 liter gas vid 10 bars tryck.

Volymflödet beskriver hur många liter gas oberoende på tryck som passerar ett tvärsnitt per sekund.

Massflödet ger oss istället hur stor mängd gas, angivet i motsvarande mängd fri gas vid 20 grader Celsius som passerar ett visst tvärsnitt per sekund.

D.v.s. ett volymflöde på 10 liter per minut ger vid 1 bars tryck ett massflöde på 10 liter per minut, och samma volymflöde vid 3bars tryck ger oss ett massflöde på 30 liter per minut. Massflödet får vi lite enkelt fram genom att multiplicera volymflödet med omgivningstrycket i bar.

I denna rapport anges tryck främst i enheten bar, men även med en analogi som beskriver trycket som en funktion av vattendjup. På ytan har vi normalt tryck som är 1bar. I vatten ökar trycket med 1bar per 10 meter, d.v.s. 10m djup ger 2bars absolut tryck eller 1bars övertryck relativt normalt tryck.



## **3 INTENSIVVÅRDSVENTILATION OCH TRYCKKAMMARBEHANDLING**

Detta kapitel behandlar kort bakgrundsinformation gällande intensivvårdsventilation (respiratorvård) samt tryckkammarbehandling (Hyperbar oxygenbehandling) som berörs i rapporten.

### **3.1 Intensivvårdsventilation**

Själva syftet med respiratorvården är att tillföra patienten oxygen och forsla bort koldioxid som bildats av kroppens metabolism. Detta kapitel ger en kort sammanfattning av respiratorvård och översikt på de externa komponenter som utgör andningskretsen hos en respirator.

#### **3.1.1 Allmänt om respiratorvård**

Vid flera olika sjukdomstillstånd kan inte patienten andas på egen hand, eller klarar inte av att andas tillräckligt mycket av egen kraft för att uppnå en tillräcklig ventilation. För att hjälpa en patient att andas kopplar man patienten till en respirator (även kallad ventilator) som är en maskin som andas åt patienten, eller hjälper patienten med andningen.

Grundfunktionen hos en respirator är att denna pressar in luft, syrgas eller en lämplig blandning av dessa ner i lungorna på patienten, och sedan öppnar en ventil som låter gasen som pressats in löpa ut på egen hand. Respiratorn kopplas till trycksatt andningsluft och syrgas. Maskinen öppnar ventilerna för andningsluft och syrgas på ett mycket sofistikerat sätt för att uppnå rätt gasblandning med rätt volym och tryck.

Hos respiratorer skiljer man oftast på två olika arbetssätt, tryck- eller flödesstyrd ventilation. Vid tryckstyrd ventilation anbringar apparaten ett konstant tryck under en bestämd tid till patienten. Vid flödesstyrd ventilation tas inte hänsyn i första hand till mottrycket hos patienten utan ett konstant flöde av gas förmedlas till patienten. Vid flödesstyrd ventilation avger ventilatorn en förutbestämd gasvolym under en bestämd tidsrymd vilket ger att trycket är beroende på lungmekaniken. Vid tryckstyrd ventilation är det motsatt förhållande då lungmekaniken styr

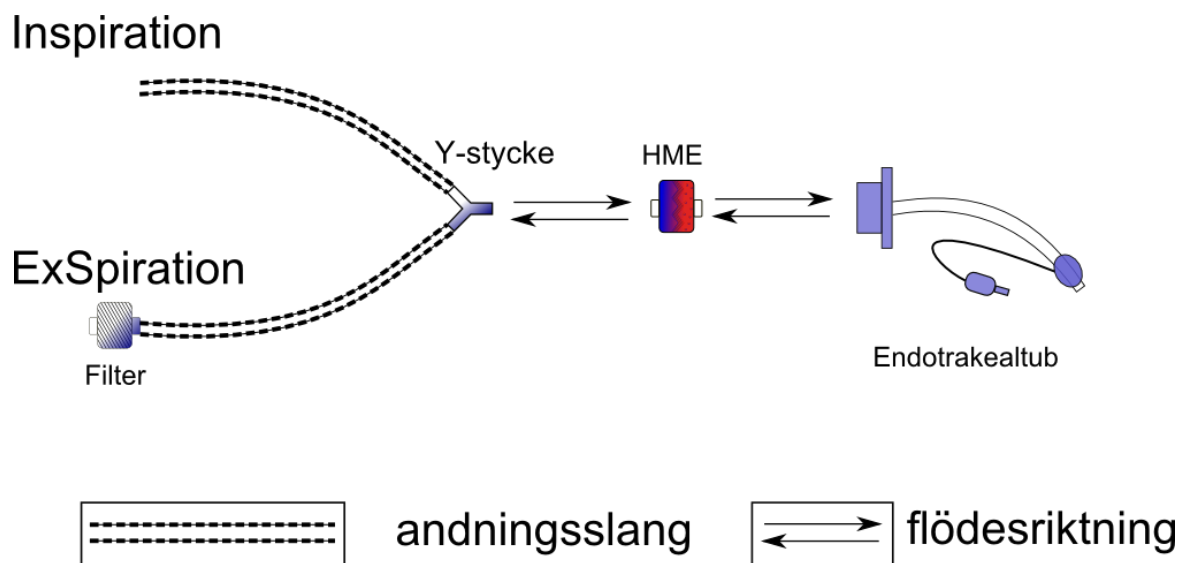
flödet och volymen. Val av flödes- eller tryckstyrning görs av behandlande kliniker för att på bästa sätt ventilera patienten.

Expirationen (utandningen) sker passivt då apparaten öppnar exspirationsventilen och låter gasen flöda ut ur patientens lungor av egen kraft. Dock så finns en viktig aspekt i utandningen som benämns ”Positive End-Expiratory Pressure”, PEEP, vilket innebär att respiratorn ser till att det alltid är ett visst övertryck i patientens lungor, även vid slutet av utandningen. PEEP är viktigt för att förhindra kollaps av alveolerna hos patienten.

Vid respiratorvård skiljer man på invasiv respektive noninvasiv ventilation. Invasiv ventilation innebär att patienten förses med en slang via mun eller näsa, alternativt en kanyl som opereras in i luftstrupen. Ett alternativ är noninvasiv ventilation där patienten istället förses med en tätslutande mask över mun och näsa. Det vanligaste vid respiratorvård är invasiv ventilation med slang via näsa eller mun.

### 3.1.2 Respiratorns slangsystem

För att möjliggöra ventilation av en patient kopplas patienten samma med respiratorn med hjälp av ett andningsslangsystem [se figur 3.1]. De huvudsakliga delarna i andningsslangsystemet är slangset, endotrachealtub, HME, samt filter.



Figur 3.1 Illustration av ett andningsslangsystem

Grunden till slangsystemet är ett slangset som består av två slangar som är sammanlänkade med ett Y-stycke [se figur 3.2 samt figur 3.1]. De fria slangändarna kopplas till inspirations-, respektive exspirationsportarna på respiratorn.



*Figur 3.2 Slangset*

Y-styckets fria ända kan kopplas till en endotrachealtub (även kallad ”tub”) [se figur 3.3 samt figur 3.1], som är en slang vars uppgift är att koppla slangsystemet gastätt mot patienten. Endotrachealtuben förs ner i luftstrupen via patientens näsa eller mun. För att undvika att gasen från respiratorn försvinner ut så tätas tuben med en liten uppblåsbar kudde, en så kallad ”kuff” som oftast är integrerad i tuben.



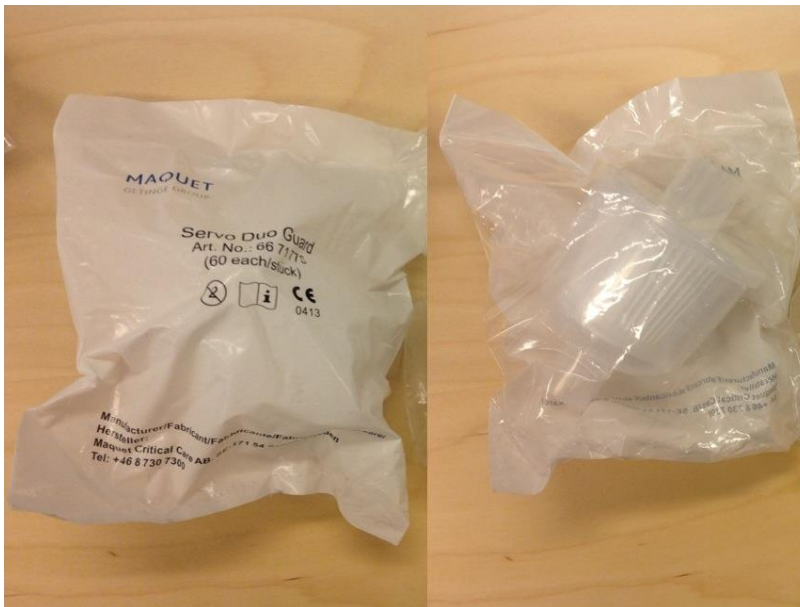
*Figur 3.3 Endotrachealtub*

Gasen som respiratorn ventilerar patienten med är kall och helt torr. För att undvika uttorkning och komplikationer i lungorna används ofta en så kallad ”Heat and Moisture Exchanger”, HME [se figur 3.4 samt figur 3.1]. Syftet med användandet av en HME är att överföra fukt och värme från exspirationsgasen till inspirationsgasen. Bristande befuktning kan skapa komplikationer i lungorna, i synnerhet då patienten vårdas längre tider i respirator. All gas som når lungan måste vara varm och fuktig för att inte göra skada och för att lungan skall fungera optimalt. Normalt sköter kroppen detta själv, men vid invasiv ventilation (med endotrachealtub) kopplar man sig förbi kroppens normala system för värmning och befuktning av gasen.



Figur 3.4 HME, Heat and Moisture Exchanger

För att skydda respiratorn och omgivningen från smittspridning och smuts kopplas ofta ett filter [se figur 3.5 samt figur 3.1] in i slutet på slangsystemets exspirationsdel.



Figur 3.5 Filter

## 3.2 Tryckkammerbehandling

HBO-behandling eller ”hyperbar oxygenbehandling” är en behandlingsform där man under förhöjt omgivningstryck ger patienten ren syrgas. Denna behandling används inom flertalet områden bland annat används denna metod för akut behandling av dykarsjuka, luftemboli, kolmonoxidförgiftning och livshotande infektioner. Behandlingen syftar till att höja syrehalten i blodet och därmed ge cellerna en bättre arbetsförmåga. Detta leder även till att antibiotika fungerar effektivare. I fall av infektioner brukar även HBO-behandlingen kombineras med aggressiv kirurgi. I det flesta fall utförs behandlingarna vid 2,4 - 2,8 bar. En behandling tar i regel mindre än 2 timmar och upprepas 2-4 gånger per dag beroende på det medicinska läget hos patienten.

## 3.3 Intensivvårdsventilation under HBO

Användandet av intensivvårdsutrustning i tryckkammare ställer vissa krav på utrustningen. När det gäller ventilatorer har MCC tagit fram en HBO-anpassad modell av ventilatorn Servo-I [se figur 3.5].

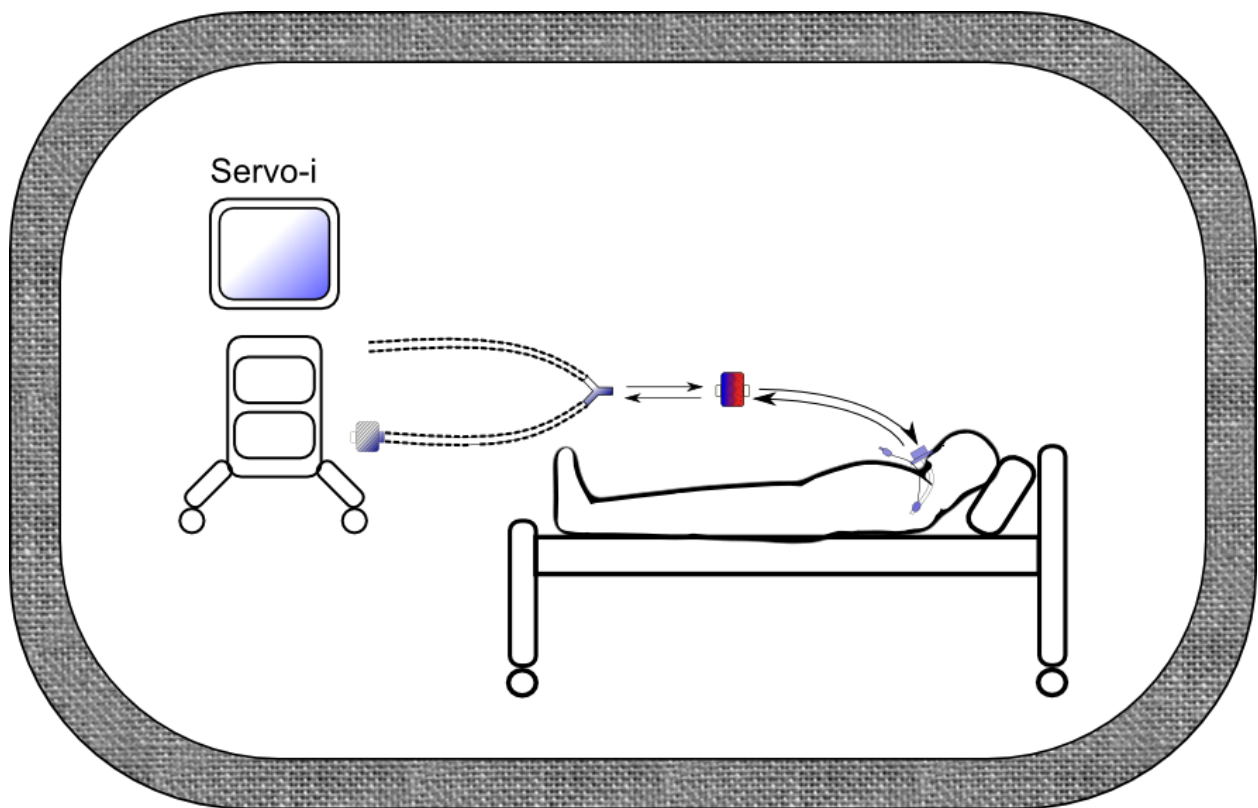
Under en HBO-behandling i tryckkammare försätts hela insidan av tryckkammaren för ett högre tryck än utanför. Detta innebär att eventuella förslutna håligheter som innehåller gas riskerar att implodera eller pressas samman, vilket kan leda till förlust av funktionalitet eller haveri av utrustning.

Under behandling används ren syrgas som administreras till patienten. Redan vid normala tryck utgör ren syrgas en förhöjd brandrisk, och med ökat tryck blir denna risk större. Vid behandling i tryckkammare strävar man efter att hålla samma syrgashalt som vid ren komprimerad luft. För att minska risken för förhöjda syrgashalter ventileras utandningsluften ut ur tryckkammaren via ett utlopp som har litet högre utflöde än det inflöde som patienten förses med.

För att ytterligare minska risken för förhöjda halter av syrgas (och även koldioxid från vårdpersonal) vädrar man tryckkammaren genom att man släpper in och ut gas i samma takt med bibehållet tryck i kammaren. Då utandningsgasen från patienten måste passera ut genom tryckkammarens gasevakueringsystem är det mycket önskvärt att ett filter är monterat i slutet av

andningskretsen för att på så sätt minska smittspridningsrisken och rengöringsbehovet av tryckkammaren.

Tryckkamarbruk av ventilator får också konsekvenserna att det går åt större mängd gas för att fylla upp andningsslanssystemet innan gasen når fram till patienten och större mängd gas för att ventileras patienten. En annan viktig aspekt är att gasen som patienten ventileras med håller högre densitet och det därför är ”trögare” att flytta på samma volym, vilket innebär att högre tryck krävs för att uppnå samma flöde som vid normalt tryck.



*Figur 3.6 Intensivvårdsventilation i tryckkammare (för detaljbeskrivning se figur 3.1)*





## 4 METOD

Syftet med försöken är att undersöka hur förhöjda tryck påverkar gasflödets egenskaper i en rad olika komponenter. Komponenterna, som alla är avsedda att ingå i andningssystemet till respirator, är varken dimensionerade eller avsedda för att utstå speciellt stora tryckgradienter. Detta betyder att komponenterna i sig inte kan trycksättas, utan således måste hela systemet placeras under förhöjt tryck. För att lättast åstadkomma ett förhöjt omgivningstryck placeras mätningen i en tryckkammare med relevant arbetstryck. I tryckkammare utförs sedan flera försök för att mäta tryckfallet över komponenterna vid en rad olika tryck och flöden.

Då utrustningen för insamling av data och drivning av sensorer varken är godkänd eller lämplig för tryckkamarbruk måste denna befinna sig utanför tryckkammaren under all datainsamling. För att kunna samla in mätdata från testobjekten i tryckkammaren måste därför signaler för mätdata förmedlas genom tryckkamarväggen. På detta problem finns två olika angreppssätt, det ena är att förmedla sensorernas elektriska signaler via kablage genom tryckkamarväggen, det andra att förmedla den mätta storheten (insignalen) till sensorer placerade på utsidan av tryckkammaren.

Under dessa försök valdes det senare alternativet för förmedling av signaler. Detta realiserades genom att trycket från mätpunkterna leddes ut ur tryckkammaren till sensorerna via pvc-slangar. Således kan tryckfallet mätas över komponenterna från utsidan av tryckkammaren.

Andra viktiga aspekter med att förmedla ut mätsignalerna utanför tryckkammaren är att så långt det går undvika att utsätta personal för förhöjda tryck av arbetsmiljöskäl samt den tidsvinst man får av att inte behöva ta hänsyn till personal vid dekompression (trycksänkningar).

Tryckfallet hos den komponent som undersöks mäts med en differenstrycksmätare.

Mätpunkterna tas i flödet precis innan och precis efter mätobjektet och trycket förmedlas med en piezostat [se kapitel 2.2] för att få ett rättvisande tryck och minimera risken för felaktiga mätvärden på grund av turbulens. Det aktuella trycket i tryckkammaren mäts med en differenstrycksgivare mot trycket utanför kammaren och korrigeras mot rådande lufttryck.

För att reducera det nödvändiga antalet genomföringar i tryckkammaren så har ett antagande gjorts att trycket i mätpunkten nedströms det uppmätta objektet är detsamma som trycket i

tryckkammaren. Med detta antagande används samma mätpunkt för att ge ena bidraget till differenstrycksmätningen av mätobjektet, samt att ge det ena bidraget till differenstrycksmätningen mot atmosfärstrycket som ger tryckkammarens övertryck.

Försöken utförs med stationära flöden (massflöde, 10-200 liter per minut) där flödet justeras manuellt med hjälp av en tryckregulator. Flödet kontrolleras manuellt av operatören genom att visuellt läsa av värdet från massflödesmätaren och därefter manövrera ventilen. Vid varje flöde loggas mätdata under en viss tidsrymd för att ha stabila mätvärden att tillgå och för att på så sätt kunna undvika att mätvärden tas under insvängningsförlopp. När flödet varit stabilt en tid justerar operatören in nästa flöde som mätningen skall fortsätta på. Då data insamlats på samtliga flöden ökas trycket i tryckkammaren till nästa omgivningstryck som skall undersökas, varvid hela förloppet med olika flöden upprepas för varje nytt tryck. Mätdata extraheras sedan ur loggfilerna och sammanställs för att kunna analyseras.

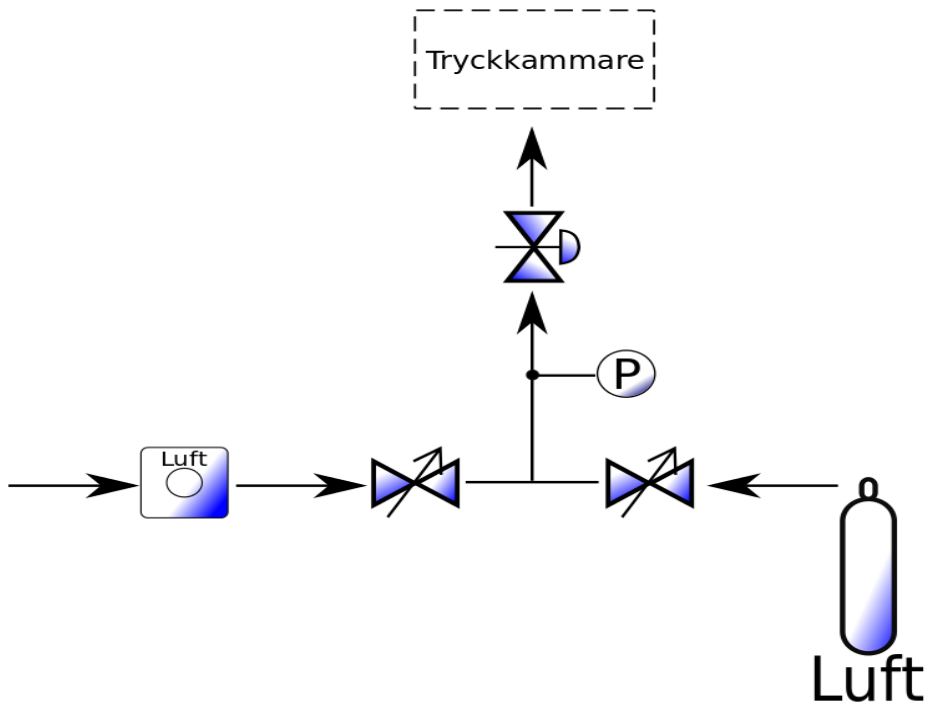
## 4.1 Mätuppställning

När arbetet tog sin start skissades det på en minimalistisk modell där ett antal mätvärden lästes av för hand, detta för att tiden verkade för knapp att hinna med att bygga en helautomatiserad mätuppställning. Efter att ha integrerat ett av mätvärdena i ett loggningssystem var den största delen av jobbet redan klar (vilket ledde till att iden om en minimalistisk modell övergavs) så resten av mätpunkterna försågs med relevanta givare som integrerades och kalibrerades för att alla värden skulle kunna loggas digitalt. Att ansluta sensorer för alla mätvärden till en insamlingsenhet och genomföra kalibrering av dessa var tidsödande. I slutänden var det dock rätt beslut att göra detta då mätningarna gick mycket fortare att genomföra och alla genomförda mätningar har sparats med 50 mätpunkter per sekund. Detta är bra om det i ett senare skede skulle behövas mer data. Vidare ger detta även att försöken får en större spårbarhet om frågor skulle uppstå i efterhand.

Testflödet med andningsluft tas dels från gasuttag anslutet till sjukhusets ledningssystem för andningsluft [se figur 4.1] och dels från 200bars tryckkärl. Andningsluften leds sedan till en tryckregulator [Se figur 4.2].

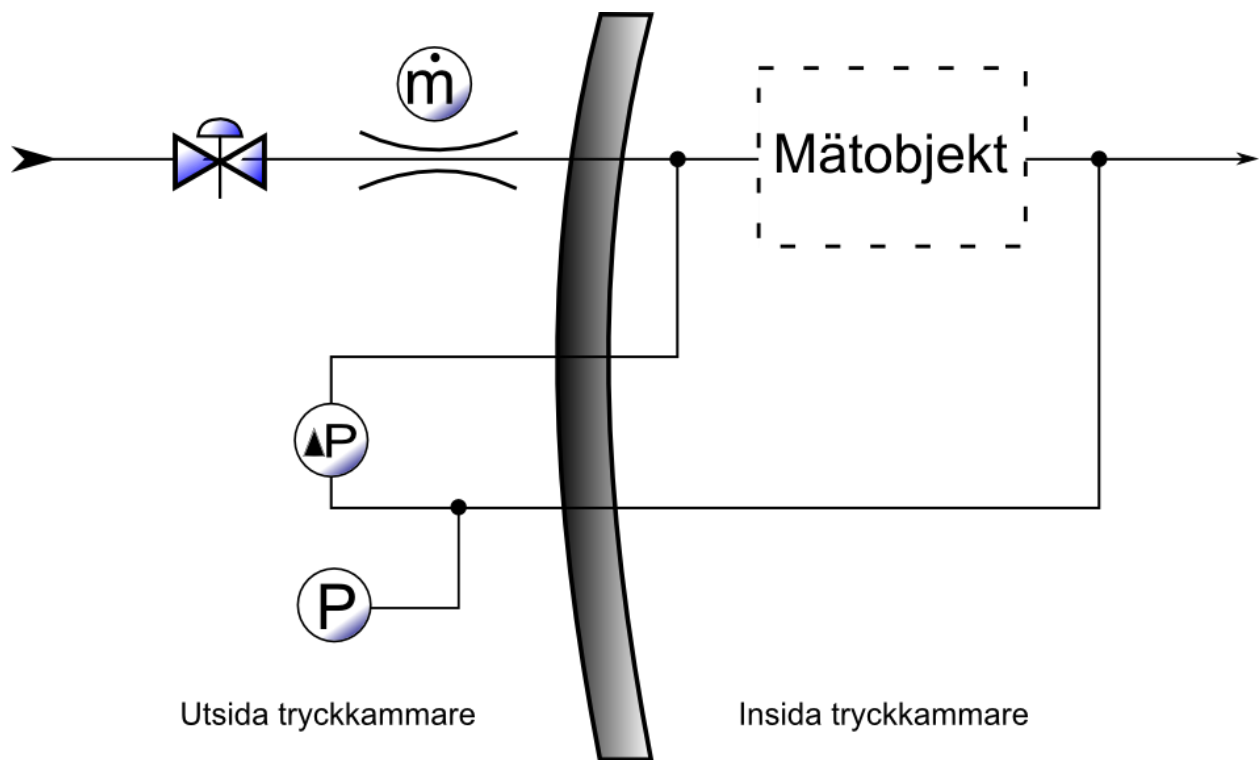


Figur 4.1 Gasuttag i tryckkammaren



Figur 4.2 Illustration av försökets luftförsörjning

Från regulatorn går luften via en 10mm pvc-slang till en massflödesmätare (MFM). Efter MFM går flödet genom tryckkamarväggen med två kopplingar för 10mm pvc-slang en belägen på utsidan och en på insidan. Slangen kopplas via en adapter till en piezostat (PST). Efter PST kopplas mätobjektet som skall analyseras med lämpliga adapterar och silikonslang. Från första PST förmedlas det ett tryck som är det ena bidraget till differenstrycksmätaren som används för att mäta tryckfallet över mätobjektet. Efter mätobjektet kopplas ytterligare en PST som används för att förmedla det andra bidraget till differenstrycksmätaren. Från den andra PST mäts även absoluttrycket i tryckkammaren [se figur 4.3].



Figur 4.3 Mätuppställning.

## 4.2 Datainsamling

Från mätuppställningen samlas information in om differenstryck, omgivningstryck samt massflöde. Alla dessa värden samlas in med PC via en MP100. I PCn används mjukvaran AcqKnowledge 3.9.1 för att logga samtliga parametrar under mätningen.

Givare	Signaler
Massflödesmätaren	1-5V som motsvarar 0-200L/min
Kalibrerings Massflödesmätare	0-10V som motsvarar 0-300 L/min
Differenstrycksmätaren	0-5 V med en skala +-1 PSI skalas i mjukvaran till 0 mBar vid 2,503 V samt 70 mBar vid 4,538 V, efter kalibrering.
Absoluttrycksmätaren	0-5 V, efter kalibrering gavs den skalan 0 mBar vid 0,501 V samt 4254 mBar vid 2,929 V.

*Tabell 4.1 Givarsignaler samt kalibrering.*

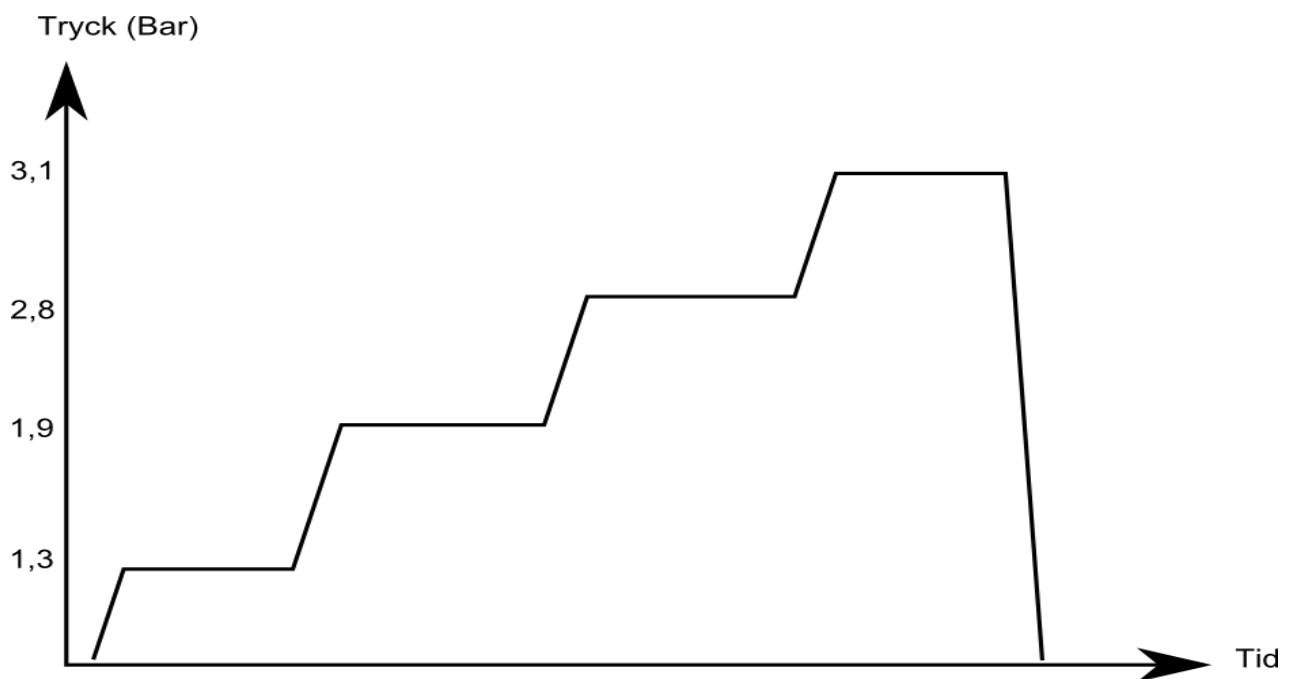
Båda signalerna från massflödesgivaren respektive differenstrycksgivaren filtreras med samma digitala filter (0,25Hz Q0,707). Detta medför att båda signalerna medelvärdebildas under samma tidsrymd.



## 5 GENOMFÖRANDE

För mätningarna användes den gamla tryckkammaren på KS (tidigare ”stora tryckkammaren”). Mätningarna genomfördes med tryck- och flödessensorer kopplade till en PC via en Biopac MP100. Sensorerna kalibrerades mot instrument med spårbarhet. Mätningarna gjordes på utsidan av tryckkammaren. Sensorerna försågs med tryck från mätpunkterna via slangar genom tryckkammareväggen. Tryckprofilen som används [se figur 5.1] är lagd inom det intervall som rekommenderas vid HBO behandlingar [1], fler tryck och lite högre tryck används för att ha marginaler och bredare testområde.

För att fastställa mer precis vart brytpunkten mellan laminärt och turbulent flöde görs även ett högupplöst test på en av slangarna med 0,3bars steg. På de minsta endotrachealtuberna gjordes mindre steg med lägre flöden då motståndet blev alldeles för högt och givaren bottnade. Vid varje mätvärde inväntas stabila parametrar innan nästa mätpunkt manövreras in. Då både trycket i kammaren och flödet i slangarna är manuellt inställt så var det samma personal som skötte reglagen vid varje försök för att minimera tidsåtgången och minska risken för avvikelser. Värdena plockas sedan ut och sammanställs i ett diagram för överskådlighet.



Figur 5.1 Tryckprofil vid försöken i tryckkammare (absoluttryck)

## 5.1 Tryckkammargenomföringar

För att kunna samla in mätdata krävs en metod för att förse testobjektet med ett gasflöde och att förmedla information från tryckkammarens insida till dess utsida. Genomföring av trycksignaler och gasflöde till testsystemet löstes med genomföringar i tryckkammarväggen via tre ½” uttag belägna på tryckkammarens framsida. För att kunna använda dessa togs speciella adaptrar fram för att passa genomföringarna.

## 5.2 Val av sensorer

För att kunna genomföra försöken på ett meningsfullt sätt krävs att sensorer med tillräcklig mätnoggrannhet och rätt mätområde används. I detta kapitel behandlas valet av sensorer som använts under försöken.

### 5.2.1 Massflödesgivare

Massflödesgivaren som valdes är en TSI 4226. Då MCCs respirator Servo-I är specificerad att arbeta med gasflöden upp till 200 l/min genomförs försöken med detta som övre gräns. Detta medför att massflödesmätare i försöken måste kunna mäta inom intervallet 0 – 200 l/min.

Syftet med försöken är att undersöka egenskaperna vid trycksatta flöden, vilket betyder att massflödesmätaren måste klara att utsättas för, och mäta i övertryck då den ansluts direkt mot tryckkammaren. Givaren lämnar en strömsignal (4-20 mA) och kan enkelt kombineras med ett motstånd för att få en spänningssignal som kan hanteras av mätutrustningen.

### 5.2.2 Trycksensorer

Valet av trycksensorer föll på två olika sensorer från Honeywell. Båda sensorerna försörjs med +5V och ger en analog spänningssignal på 0-5V ut.

Den första sensorn valdes med ett mätområde på  $\pm 1$  psi ( $\pm 68,95$  mBar), vilket täcker upp alla mätvärden som kan ha relevans vid kliniskt bruk av respiratorkomponenterna.

Den andra sensorn valdes med mätområdet 0-100psi (6,89 bar) och mäter trycket relativt omgivningstrycket.



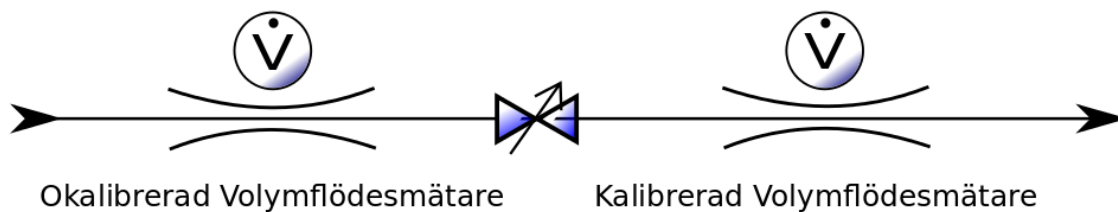
## 5.3 Kalibrering av givare

För att säkerställa korrekta mätningar krävs en noggrann kalibrering av sensorerna. Detta kapitel behandlar tillvägagångssättet som använts för kalibrering av sensorerna inför försöken.

### 5.3.1 Flödesgivare

Flödesgivaren behövde signalanpassas innan den kunde kalibreras då den lämnade en strömsignal ut och insamlingsenheten är avsedd för spänningssignaler [Se Bilaga 1].

Efter att anpassningen var klar monterades massflödesgivaren i serie med en referensgivare (TSI)[se figur 5.3]. För att kalibrera givaren över hela mätintervallet så görs mätningarna vid flertalet punkter med olika flöden vid olika tryck. För att skapa ett mottryck bara över massflödesgivaren och inte referensinstrumentet monteras en strypventil mellan referensinstrument och massflödesgivaren. Referensinstrumentet är inte avsatt för övertryck och är också anledningen till att det inte används under försöken. En formel för beroendet mellan flöde och spänning tas också fram och matas in i loggningsenhet MP100 för att få ett kalibrerat massflödesvärde i stället för en spänning.

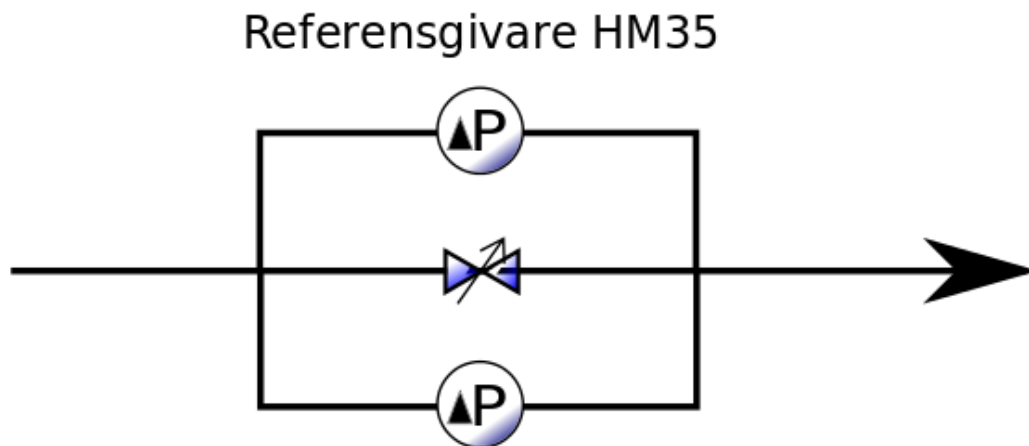


*Figur 5.3 Mätuppställning för kalibrering av massflödesmätare*

### 5.3.2 Tryckgivare

Kalibrering av tryckgivarna gjordes med en referensgivare (HM35) som parallellkopplades med sensorerna. Mätpunkter loggades över hela mätområdet. Med värdena från kalibreringsförsöket beräknades en formel för beroendet mellan de två instrumenten med hjälp av minsta kvadratmetoden. Formeln används i mjukvaran för att korrigera felet hos tryckgivaren.

$$f(x) = 0,572x + 500,09 R^2 \quad (5.1)$$



*Figur 5.4 Mätuppställning för kalibrering av differenstrycksensorer*

### 5.4 Begränsningar

Försöken har haft vissa tekniska begränsningar som varit relevanta för mätningarna. I detta kapitel behandlas dessa.

#### 5.4.1 Flödesbegränsning

Enligt problemställningen skulle differenstrycket mätas vid flöden upp till 200 l/min. Problem uppstod då inledande försök visade att tryckledningssystemet för andningsluft på KS inte klarade

av att leverera detta flöde. Försök gjordes att öka slangdimensionerna i mätuppställningens gasförsörjning, men problemet kvarstod och det konstaterades att gasen från vägguttaget på KS inte klarar av att leverera mer än ca 80-85 l/min. Problemet löstes med att 200 bars tryckkärll anslöts med ett T-kors till mätuppställningens gasförsörjning. När maximalt flöde från vägguttaget uppnåts stängs luften från tryckledningen av med en kulventil och därefter fortsätter testflödet från tryckkärll för att nå den sista biten upp till 200 l/min.

### **5.4.2 Sensorer**

Differenstrycksensorn har ett mätområde upp till 100 psi och massflödesmätaren upp till 200 l/min, enligt respektive datablad. På grund av detta kan värden som överstiger dessa gränser inte anses som tillförlitliga och bortses därför vid analysen. Dessa värden ligger i extrempunkter och har ingen praktisk betydelse för analysen.

Differenstrycksensorn för att mäta tryckkammartryck är avsedd för tryck upp till 6,85 bar, vilket vida överstiger de tryck som använts vid kammarkörningarna i försöket.

## **5.5 Testobjekt**

De objekt som testats är MCC:s engångs- samt flergångsslangset, endotrachealtuber, filter och HME:er. Utöver MCC:s komponenter har tester även genomförts på KS vanligt förekommande engångsslangset och tillbehör, vilka var av märket Mediplast. Slangseten har testats både som en enhet och uppdelat i de ingående komponenterna.

De första försöken gjordes på ett komplett slangset med y-stycke, kopplingar och slang med ena sidan blindpluggad vid y-stycket. Med ena slangen blindpluggad så mäts motståndet över de delar som används vid inspiration eller expiration.

Då y-stycket och kopplingen var en försumbar liten del av hela tryckfallet och dessutom är orimliga att optimera bort gjordes resten av försöken på hela slangset med pluggat y-stycke, dvs flödet mättes genom slang, y-stycke samt koppling.

Endotrachealtuberna testades samtliga i två omgångar. Först i ett försök orörda med full längd och ett försök där tuberna kortats med 2-5 cm. Detta för att utröna vilket resultat man får om man

kortar dessa. För att tydligare se resultaten och kunna utröna eventuella samband gjordes försök på en tub som kortades i flera 1cm steg för att på så sätt få mer högupplöst data.

## **5.6 Servo-I**

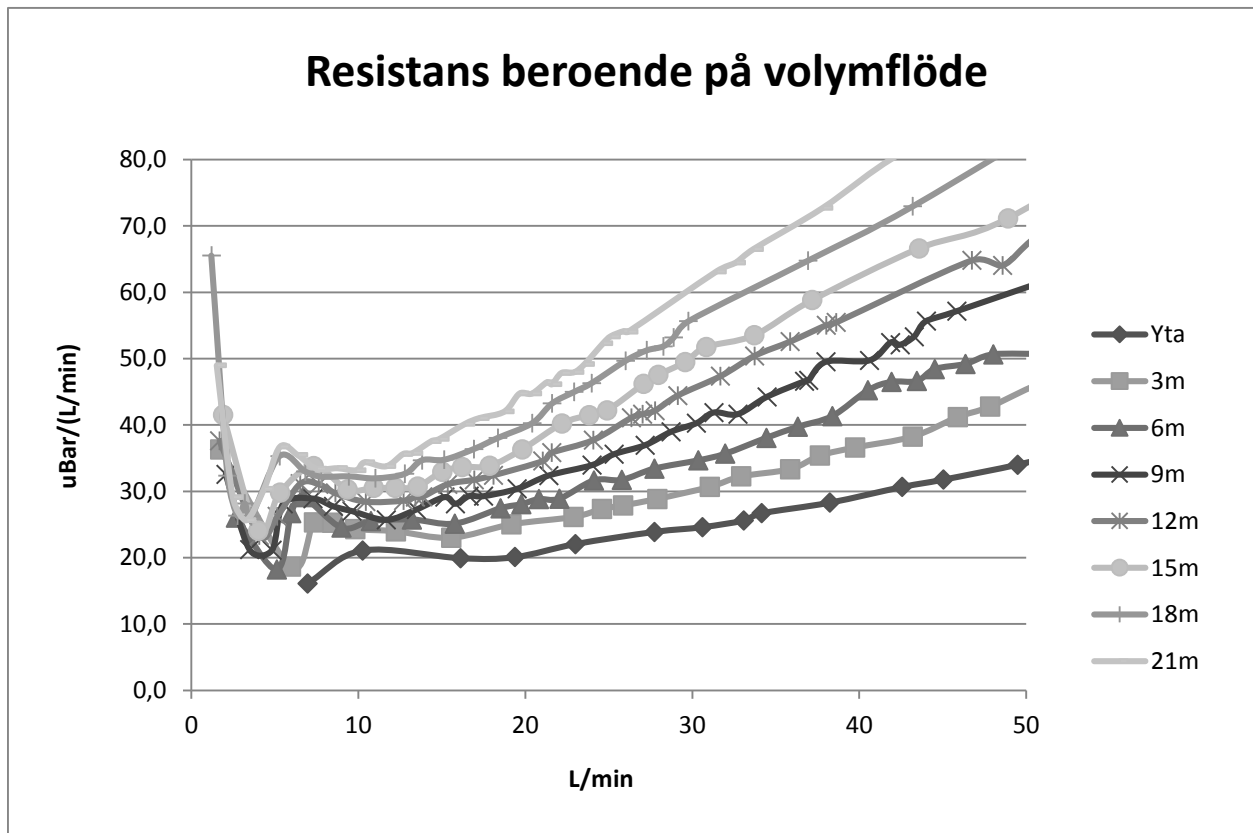
Försök gjordes på en kraftlös Servo-I enhet. Detta för att fastställa flödesmotståndet i maskinen, som är det motståndet som patienten måste jobba mot själv om enheten blir kraftlös och patienten spontanandas. Försöken utfördes på Servo-I S/N 71518. Mätningen utfördes med ett fullt 22 mm slangset med y-stycke som var blindpluggat i ena utloppet. Två test gjordes, ett på expirationdelen och ett på inspirationdelen. Då det inte fanns praktiska möjligheter att låta testflödet gå åt rätt håll genom inspirationdelen kördes det flödet baklänges, d.v.s. mot normal strömningsriktning vid bruk, vilket borde ge samma resultat.

## **5.7 Resultatframställning**

För att få en pedagogisk redovisning används (utöver tabeller) även grafer för att redovisa resultaten. I rapporten tas de exempel som tydligast representerar vilka resultat som arbetet lett till. Det som är intressant är differenstryck i förhållande till volymflöde, massflöde och tryck. Vissa avvikelser förekommer mellan testpunkterna på grund av att både kammar tryck och volymflödet styrts manuellt.

## 6 RESULTAT

Som tidigare nämnts i kapitlet 2, (Teoretisk referensram) påverkar flödestillståndet motståndet hos komponenten. Om man studerar graferna kan man dra konstatera att de flesta objekten uppvisar ett tvåfassystem, där man kan anta att det sker turbulent och laminär strömning vid olika flöden [se Figur 6.1]. Mellan 3 l/min och 10 l/min i detta exempel kan man anta att det uppstår en blandning mellan de båda flödestillstånden.



Figur 6.1 Resistans beroende på volymflöde

Men för att säkerställa en teoretisk grund i arbetet kontrollerar vi detta mot en teoretisk beräkning på ett objekt. Vi räknar ut Reynolds tal för en av våra släta slangar och jämför hastigheten med vart vår graf vänder [se figur 6.1] och ser om det stämmer ihop. Därmed görs antagandet att vi kan använda en grafisk representation av vart det är turbulent eller inte. Reynolds tal som används vid beräkningen är 2100 som är det standardvärde där gas börjar

övergå från laminärt till turbulent. Flödet börjar i det teoretiska fallet bli turbulent vid 18,52 l/min [se bilaga 2] vid atmosfäriskt tryck vilket stämmer ihop bra med vad som kan ses i graferna vilket var 33 l/min. Felet mellan mätning och teori antas bland annat bero på att slangen inte är helt slät på insidan och att mätobjekten inte var helt raka under försöken.

Reynolds tal

$$Re = \frac{\rho V d}{\mu} \quad (6.1)$$

Flödes hastighet

$$V = (Re * \mu) / (\rho * d) \quad (6.2)$$

V	Sökt flödes hastighet vid övergång från laminärt till turbulent flöde
M	$17,7 * 10^6$ (Viskositet vid 20° ur tabell)
P	1,2041 kg/m <sup>3</sup> (Densitet vid atmosfäriskt tryck)
D	12mm (innerdiametern hos en 15mm slang.)
Re	Reynoldstal (enhetslöst tal som visar på om det är laminärt eller turbulent flöde.)

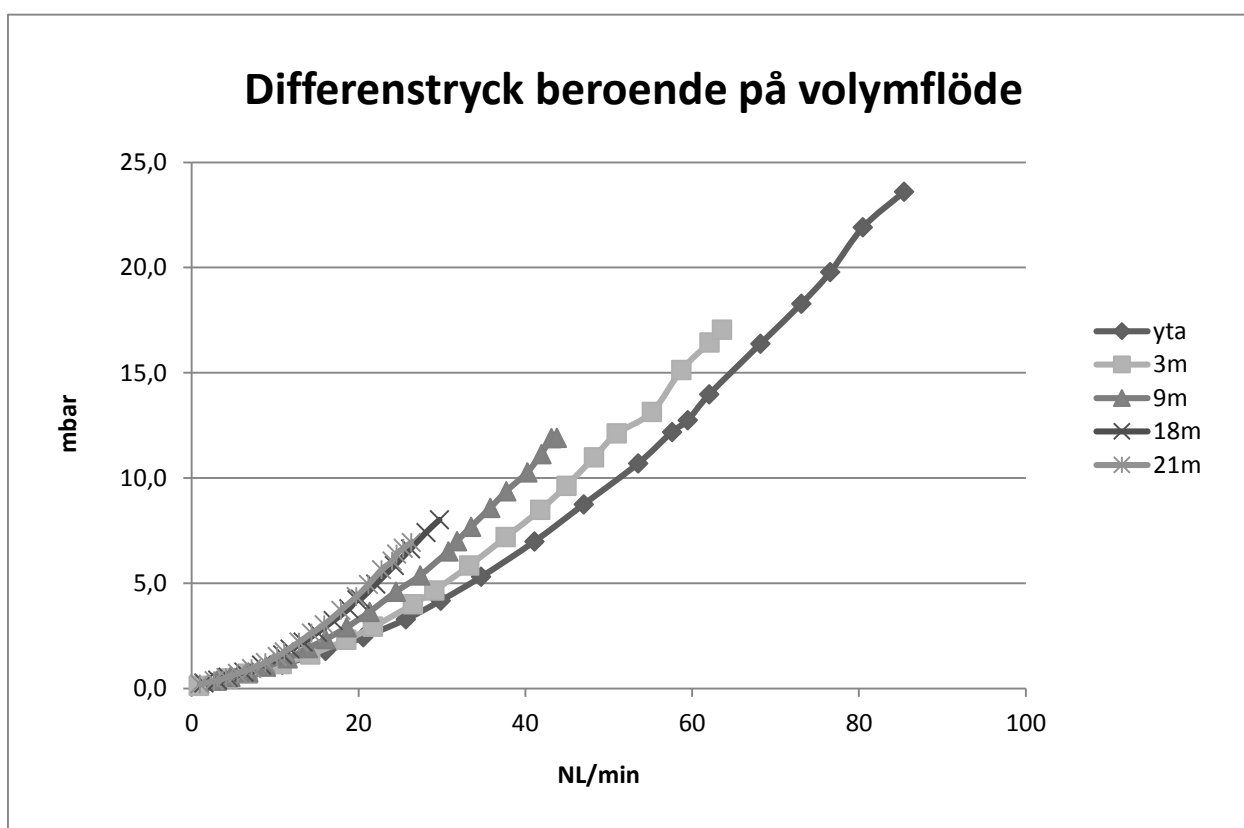
Tabell 6.1 Formelvärden och variabler

## 6.1 Analys av hel slanguppsättning

En analys gjordes för att undersöka om superpositionering av flödesresistanserna var möjligt. Detta är bra då det underlättar när framtida modeller av systemet tas fram. Man kan lätt se att detta experiment följer samma mönster som resterande experiment [se Figur 6.2]. Om man däremot jämför värdena kan man se att summeringen av parterna inte stämmer ihop till hundra procent med det fulla systemet [se Tabell 6.2]. Detta kan bero på att exakta förhållanden är svåra att återskapa eller att flödes karaktäristiken ändras när flera enheter kopplas samman. Detta betyder att det inte går att lita på superposition vid exaktare mätningar. Det medför att alla exaktare mätningar görs på varje del för sig.

Objekt	Differenstryck vid 21m djup (3,1bar) [mBar]
22mm HME Disposable Slangset	0,51 mBar
Servo duo guard (filter) art no6671775	0,51 mBar
Servo Filter Humidifier 172 art no 6419373	0,88 mBar
Endotrachealtub 7,0mm oklippt	3,24 mBar
Differenstryck hela systemet summerat	5,14 mBar
Differenstryck hela systemet uppmätt	4,22 mBar

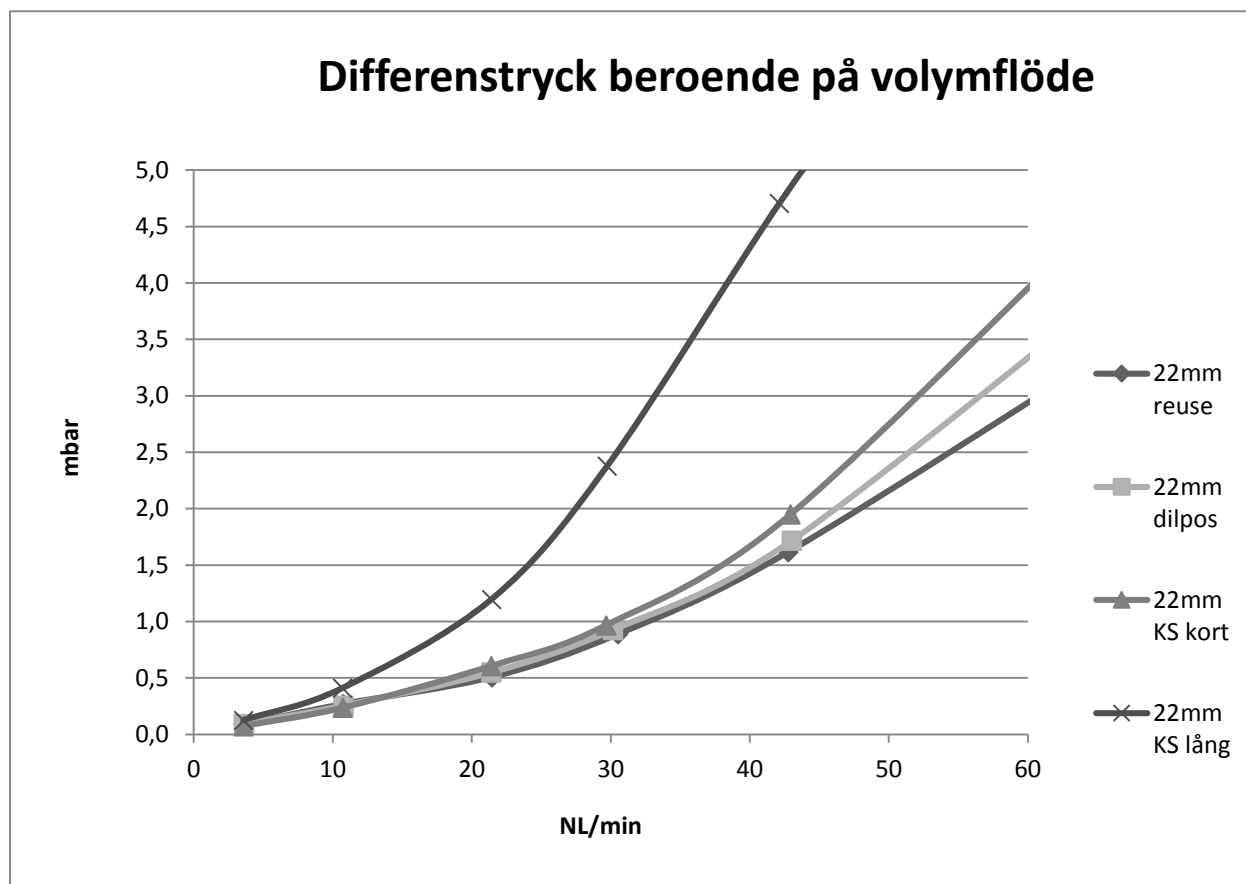
Tabell 6.2 Tabell över differenstryck för alla komponenter i en full andningskrets



Figur 6.2 Differenstryck beroende på volymflöde för full andningskrets

## 6.2 Jämförelse mellan olika slangset

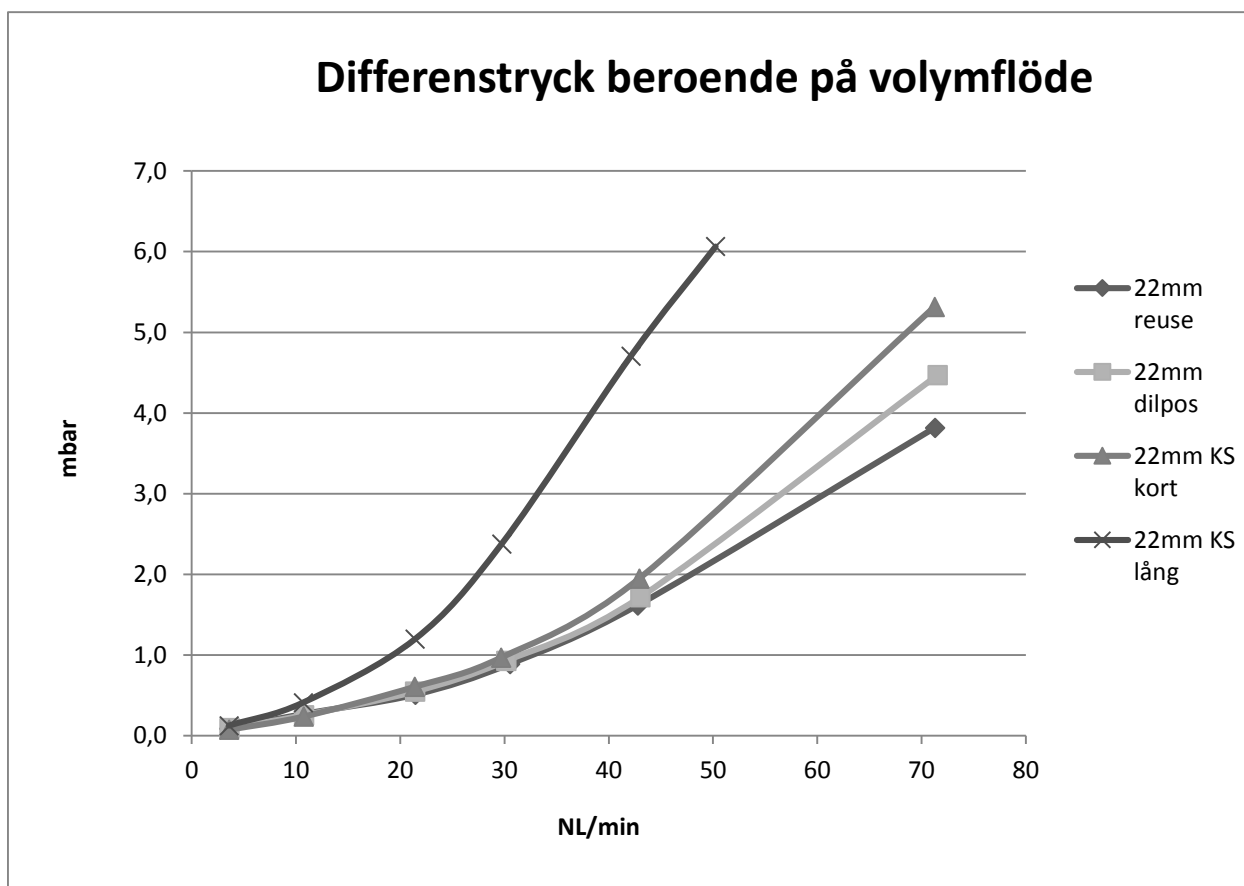
Vid jämförelse mellan de olika typerna av slang så finns ett tydligt samband. Vid ytan kan man se att skillnaderna mellan de olika slangarna inte är så stor vid relevanta flöden (<80 l/min) [se figur 6.3], undantaget KS slang i fullt utsträckt läge. Skillnaderna ligger i storleksordningen 0,1 mbar mellan varje slangset. Alltså 0,2 mbar mellan slangseten med bäst och sämst prestanda.



Figur 6.3 Jämförelse mellan olika slangset vid yttryck (slang förklaring se tabell 6.3)

På 18 m djup ser bilden lite annorlunda ut här är skillnaden större [se Figur 6.4]. Skillnaderna på detta djup ligger kring 2,0 mbar mellan varje slangset. Alltså 6 mbar mellan MCC:s 22 mm flergångs slang och KS: engångsslang ej utdragen. Den fullt utdragna ligger mycket sämre till men den används aldrig i fullt utdragat läge utan någonstans mellan fullt utdragen och ej utdragen.





Figur 6.4 Jämförelse mellan olika slangset vid 18 meters djup [slang; förklaring se tabell 6.3]

Slangarnas längder är med som referens då KS slangar kommer förpackade hoptryckta och kan dras ut till en tre gånger större längd och detta ger en påverkan på tryck fallet. MCC:s slangar har däremot en fast längd som inte går att påverka [se tabell 6.3].

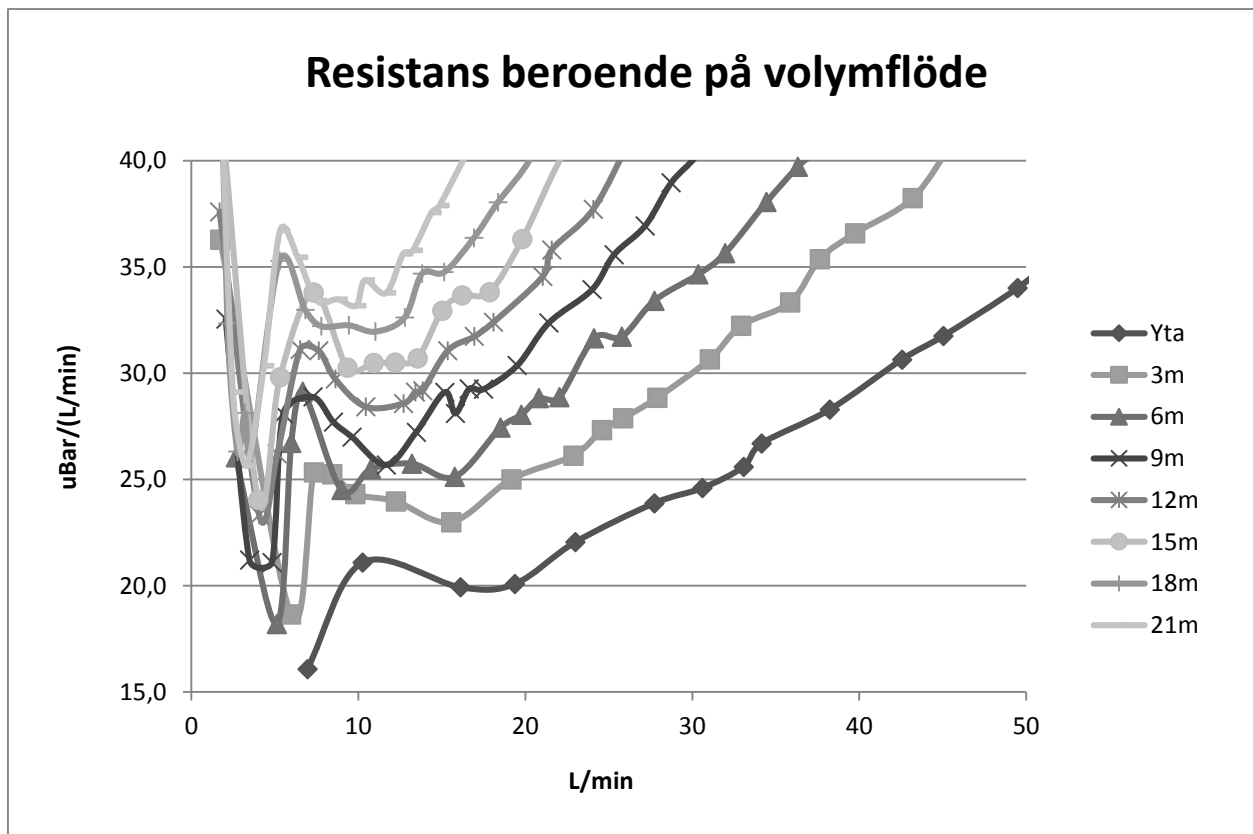
MCC 22mm flergångsslang (22mm reuse)	150cm
MCC 22mm engångsslang (22mm dilpos)	150cm
KS engångsslang ej utdragen. (22mm KS kort)	90cm
KS engångsslang fullt utdragen. (22mm KS lång)	270 cm

Tabell 6.3 Tabellen över längderna på olika slangset

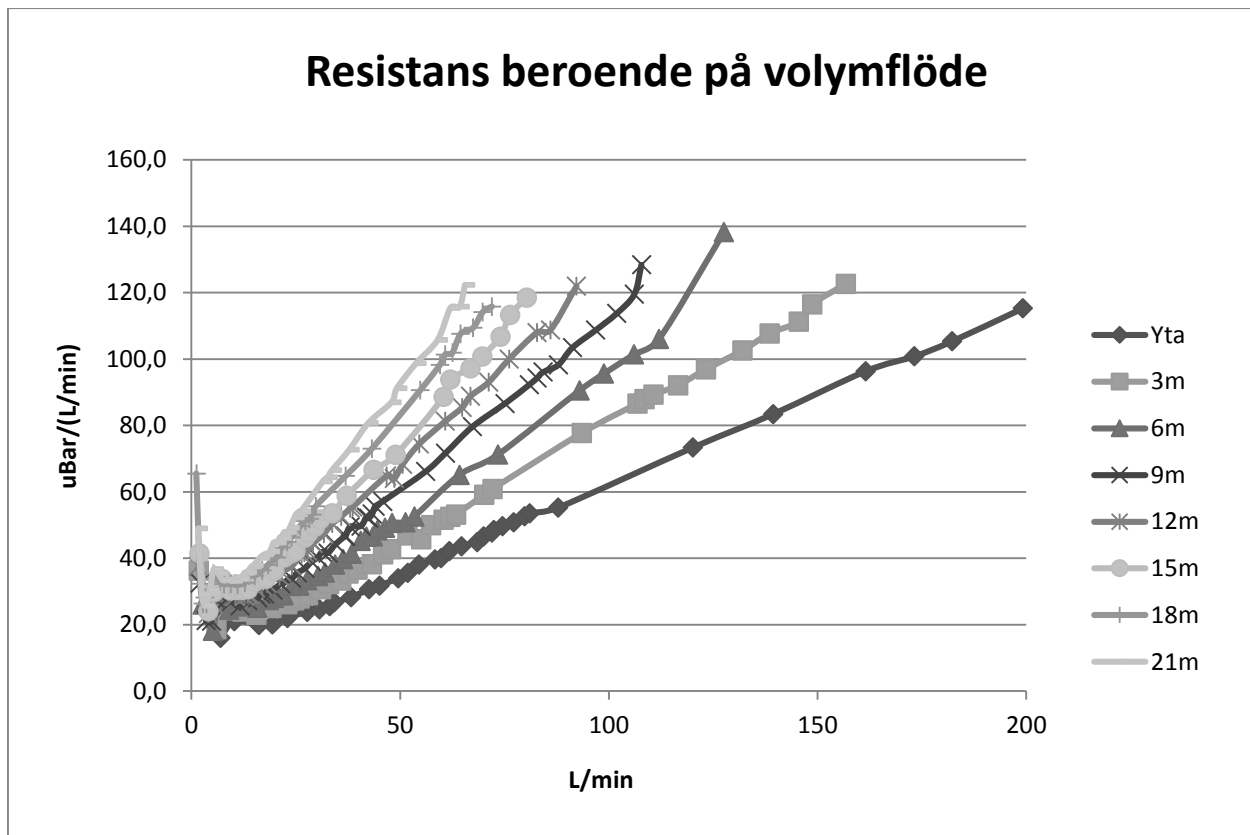
### 6.3 Högupplöst analys av 15mm engångsslangset.

För att få en bättre förståelse och för att kunna analysera vad som händer på en noggrannare nivå så genomfördes ett högupplöst försök med ett 15 mm slangset.

Vid den högupplösta mätningen kan man se att de största skillnaderna i resistans uppstår i de odefinierade området mellan laminär och turbulent strömning. I det området är resistansen nästan dubbelt så stor om man ökar omgivningstrycket från yta till 21 m [se figur 6.5]. Vad som tydligt visas är också att resistansen ökar i högre takt ju högre omgivningstryck objektet utsätts för [se figur 6.6]. Vilket innebär att om man ökar flödet så har resistansen inverkan vid större djup.

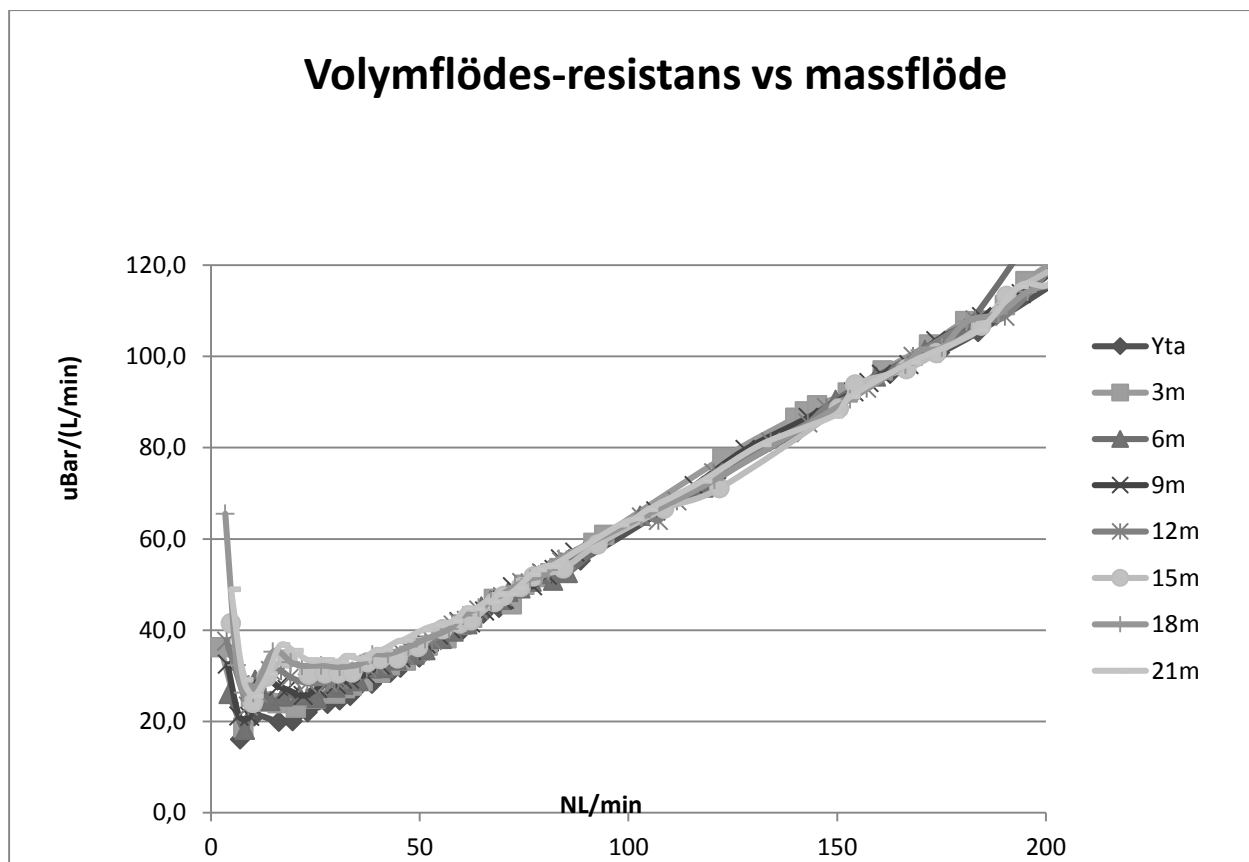


Figur 6.5 Resistans beroende på volymflöde (närbild odefinierade område)



Figur 6.6 Resistans beroende på volymflöde

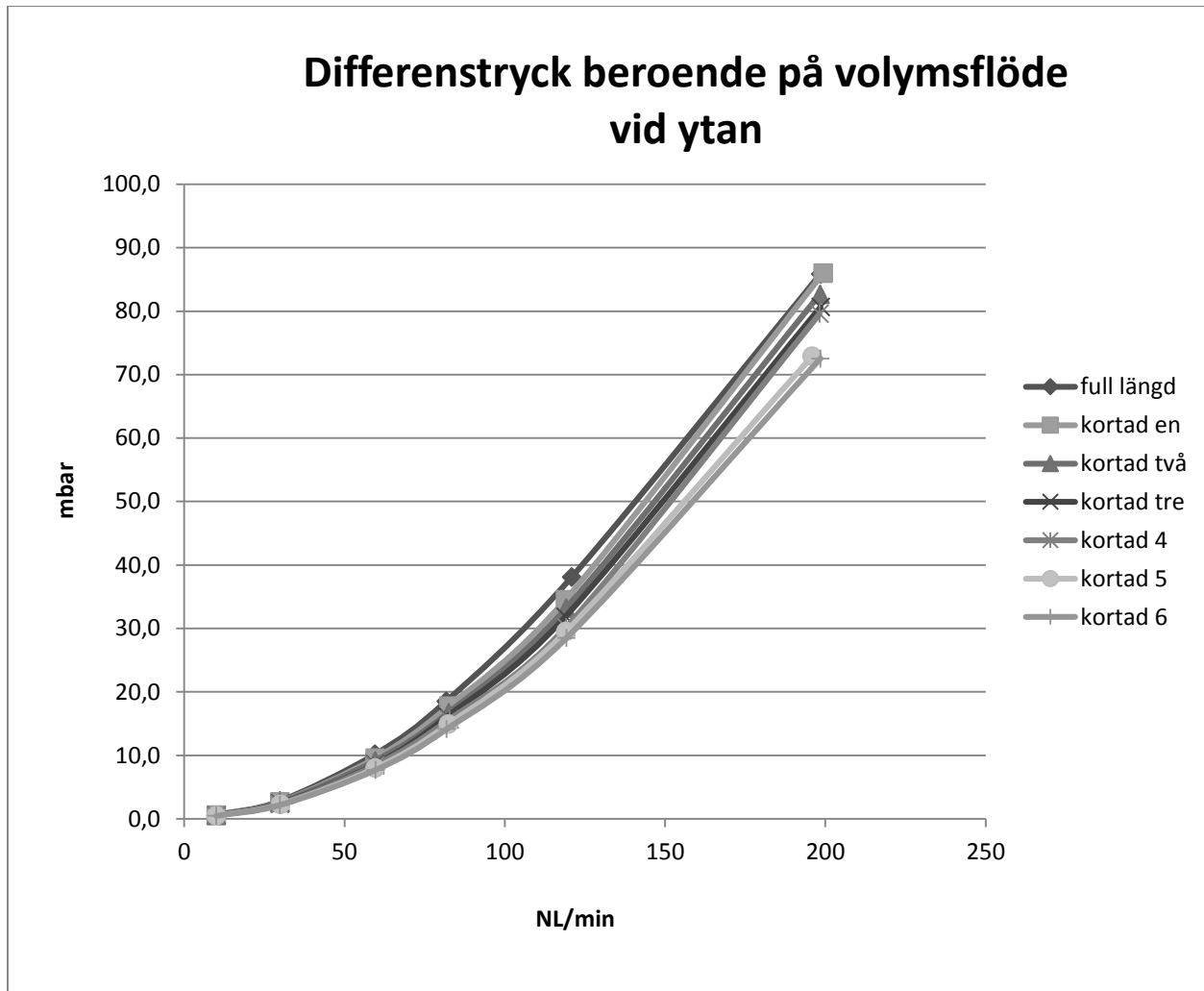
Då man jämför volymflödesresistans mot massflöde (förklaring se kapitel 2.5) kan man se att sambandet blir mycket förutsägbart på den turbulenta delen av grafen [se figur 6.7]. Här finns en god möjlighet att skapa en modell för att kunna förutspå olika komponenters flödesmotstånd.



Figur 6.7 Graf volymflödesresistans plottat mot massflöde.

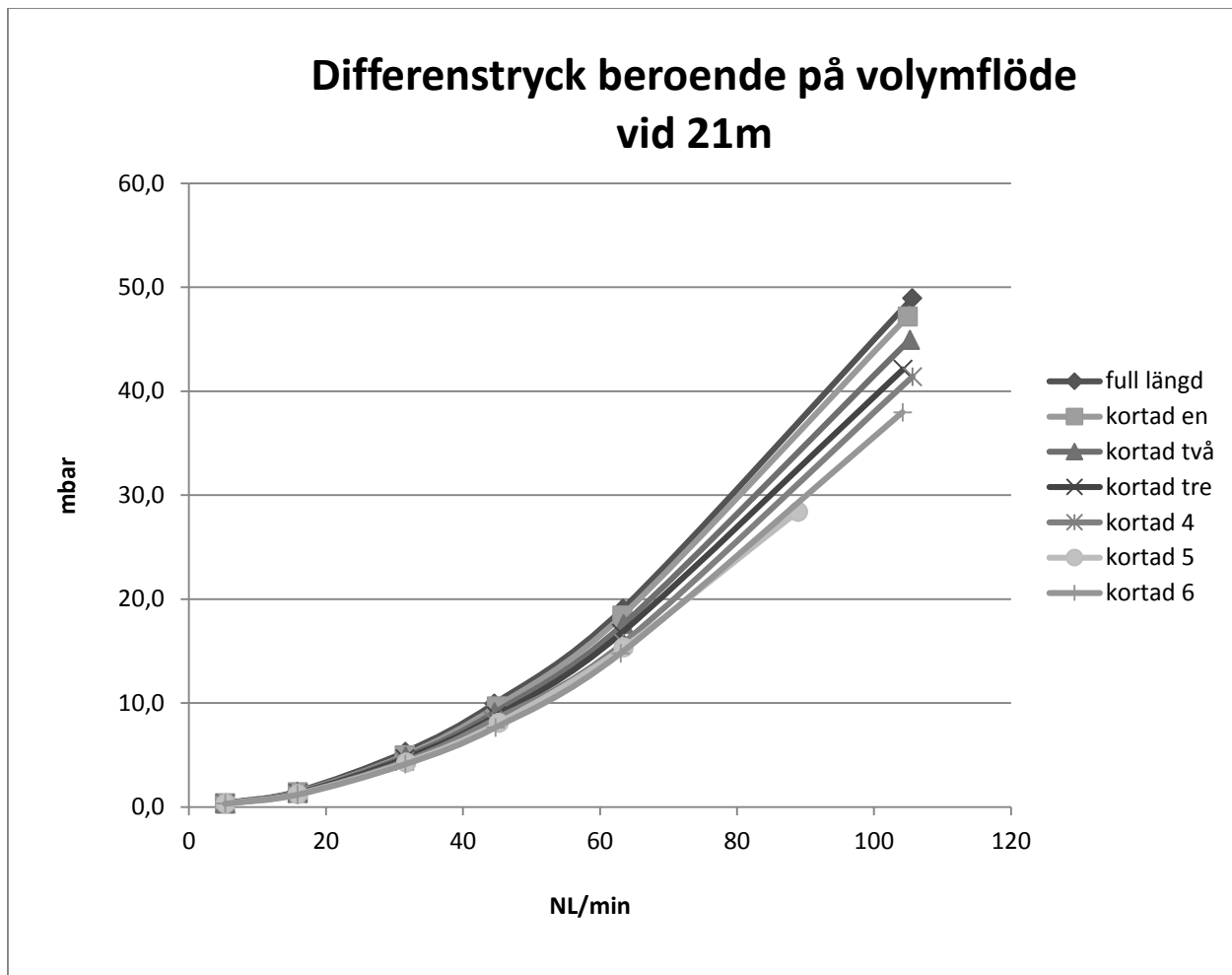
## 6.4 Endotrachealtub

En noggrann analys av endotrachealtub där tuben kortades i en centimeters steg. Detta genomfördes för att få en mer detaljerad förståelse för hur mycket man kan påverka resistansen genom att korta ner en för lång endotrachealtub. Försöket gjordes på en 7,0 mm endotrachealtub då detta är den vanligaste modellen. Skillnaden i tryckdifferens vid ytan med full längd på tuben och kortaste vid ett flöde på 100 l/min var 9,58 mbar. Vid 21 m djup var tryckdifferensen 11,04 mbar vid samma flöde. Som visas av grafen vid normalt tryck så har längden väldigt liten inverkan under 60 l/min (volymflöde) [se figur 6.8].



Figur 6.8 Graf resistans över volymflöde endotrakealtub vid ytan.

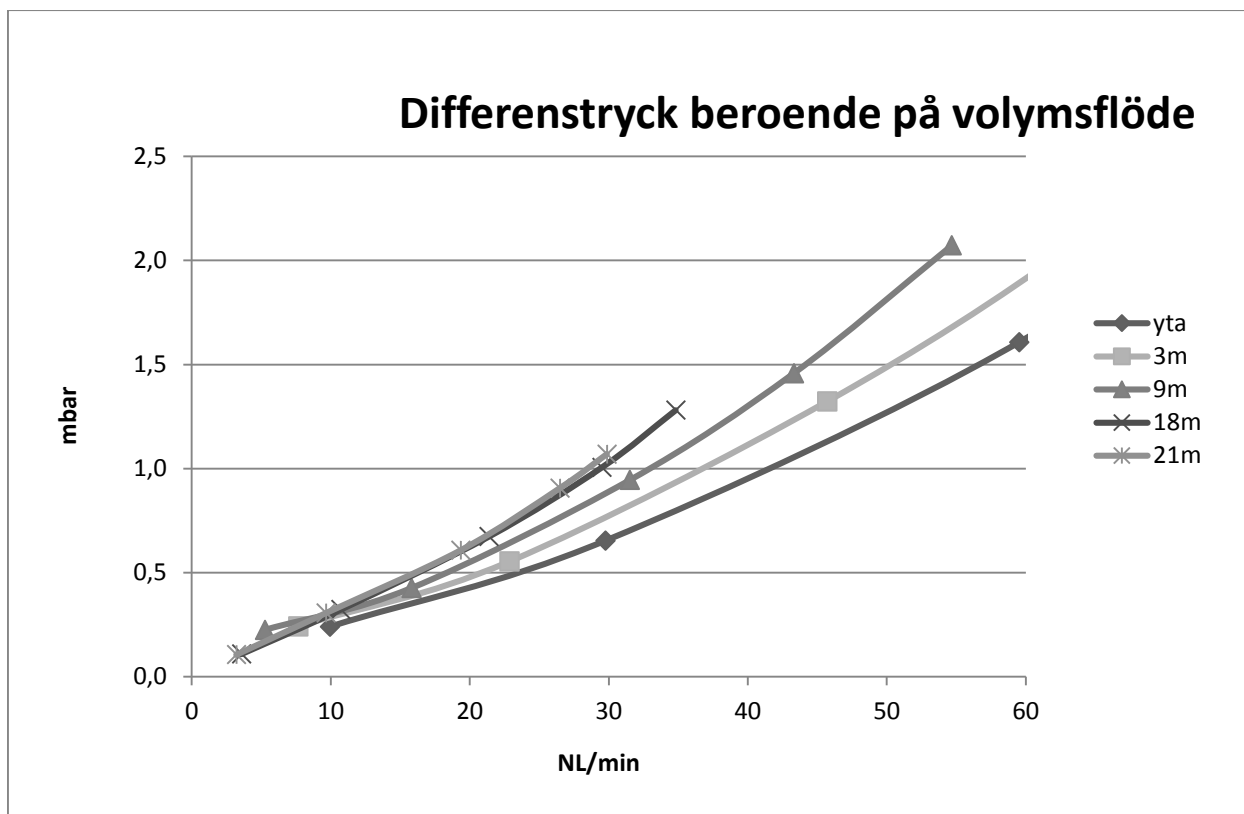
Samma tendens ser man även på 21 meters djup dock är skillnaderna större [se figur 6.9].



Figur 6.9 Endotrachealtub vid 21 meters djup

## 6.5 Analys av HME

Försök genomfördes med torr HME. Precis som förväntat ökar flödesmotståndet med ökat omgivningstryck [se figur 6.10]. Om sedan storleken på motståndet ställs i proportion till övriga komponenter så är det ett relativt stort motstånd som uppstår över denna komponent. Det är den komponenten som har störst inverkan på flödesmotståndet näst efter endotrachealtuben.



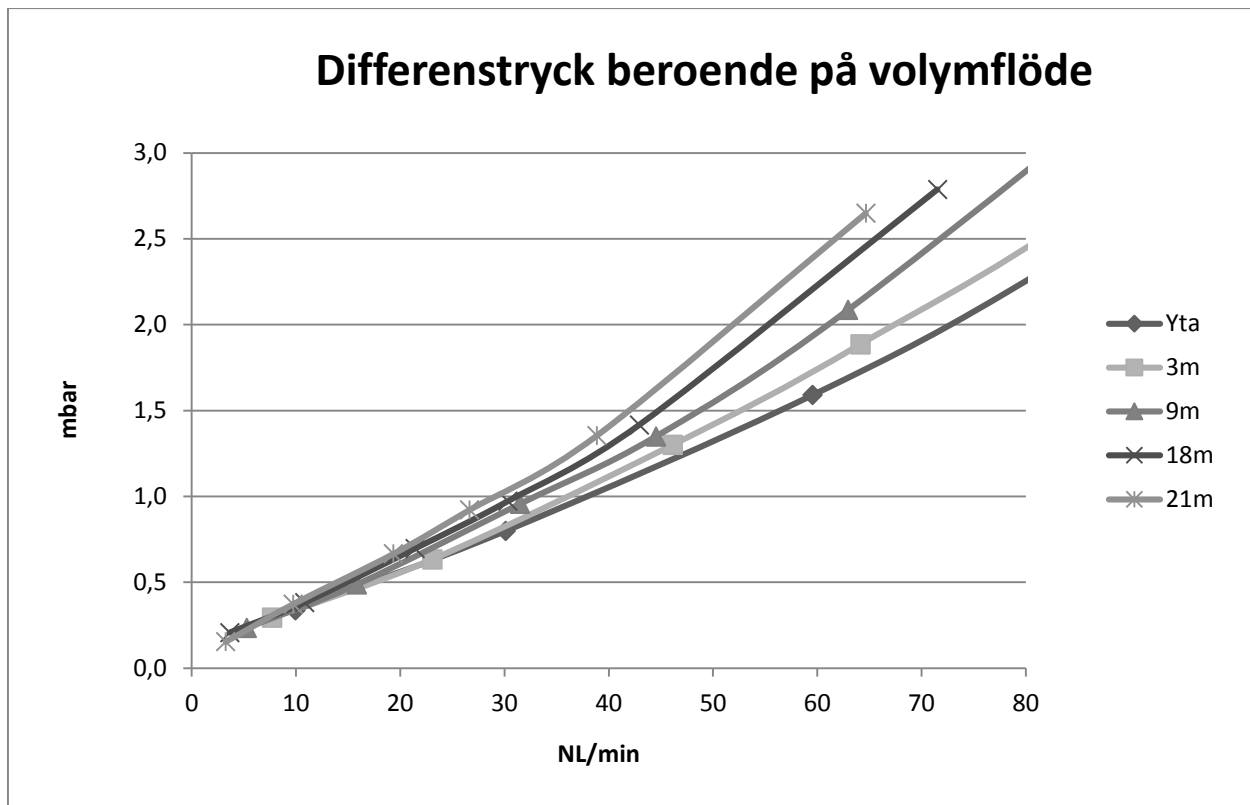
Figur 6.10 Flödesresistans hos HME

## 6.6 Analys av filter

En noggrann analys gjordes av två filter ett större och ett mindre [se Tabell 6.4]. Man kan se att de tenderar att få ett större motstånd med ökat djup och volymflöde. Dock är skillnaderna i tryckdifferens mellan de olika djupen inte speciellt signifikanta. Tryckfallet över filtren ligger i storleksordningen 1.5-2.5 mbar vid 60 l/min (volymflöde). Det finns viss skillnad mellan filtren, det stora filtret (Servo duo guard art no6671775) ökar mer i flödesmotstånd med ökat djup [se figur 6.11]. Skillnaden mellan tryckfallen från 21m djup till ytan vid 60 l/min är ca 1 mbar, d.v.s. ca 30%.

Litet filter	Servo Guard art no 6595487
Stort filter	Servo duo guard art no6671775

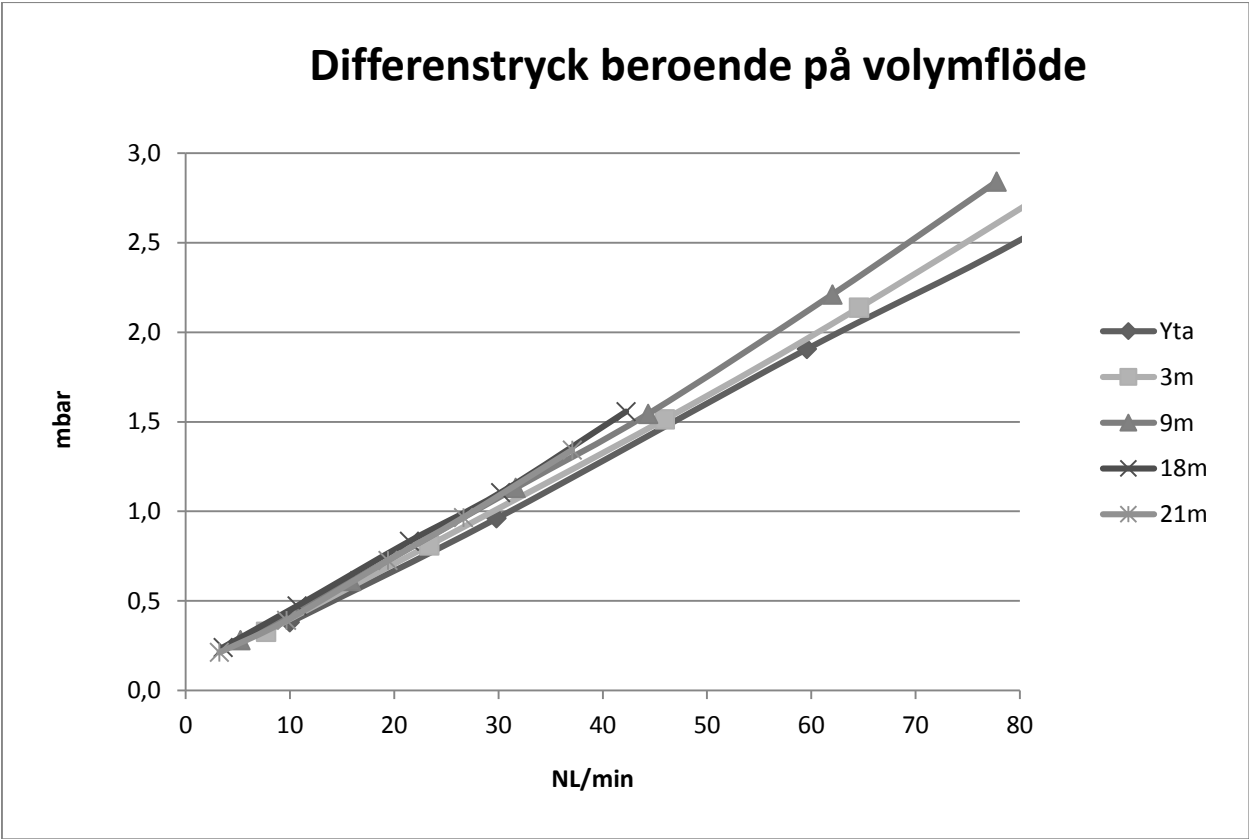
Tabell 6.4 lista över de filter som analyserades.



Figur 6.11 Flödesmotstånd hos stort filter (Servo duo guard art:no6671775).

Det lilla filter (Servo Guard art no 6595487) har mindre spridning i data mellan de olika djup som studerades[se figur 6.12]. Dock är dataspannet mindre på detta filter. Skillnaden mellan tryckfallen från 9 m djup till ytan vid 60 l/m är ca 14% alltså ca 0,3 mbar .





Figur 6.12 Flödesresistans hos litet filter (Servo Guard art no 6595487).



## 7 SLUTSATS

Man kan ganska tydligt se att de största ökningarna i flödesmotstånd uppstår vid höga flöden, då strömningen har övergått från laminär till turbulent. Vid turbulent flöde ökar flödesmotståndet drastiskt. Den andra stora faktorn är rådande omgivningstryck, med större omgivningstryck ökar motståndet i andnings slangsystemets komponenter.

De rimligaste åtgärderna för att underlätta ventilation bedöms vara:

- Korta längden på endotrachealtuberna, d.v.s. minimera utstick
- Prioritera bort eller ersätt HME med annan lösning
- Använd bästa möjliga slangset

Ytterligare åtgärd för att minska flödesmotståndet går att åstadkomma genom att avlägsna utloppsfiltret. Dock bedöms utloppsfiltren ha en liten inverkan på flödesmotståndet, och vidare är det inte önskvärt att stå utan filtrering av expirationsgasen på grund av kontaminationsrisken och efterföljande saneringsbehov av respirator och tryckkammare.

Resultaten av att korta en endotrachealtub har en stor inverkan på det totala tryckfallet i systemet. Om man jämför det kortaste undersökta läget på en endotrachealtub mot en dito i ursprungslängd vid 60 l/min, ger den okapade ett differenstryck på 19,08mbar och den klippta 14,77mbar. Detta ger en minskning med 22,39% på flödesresistansen. Om detta sätts i relation med ett helt slangset (22mm återanvändningsbar) där det totala motståndet är i storleksordningen 1-3mbar kan man dra slutsatsen att även små optimeringar i endotrachealtuben har stor betydelse.

Vid jämförelse med torrt HME-filter som vid samma flöde (60l/min), som ger ett differenstryck på mellan 2,3mbar och 5,1mbar kan man konstatera att endotrachealtuberna är mest relevanta att optimera. Vad man också kan se i tabellerna är att ju mindre volymflöde desto mindre påverkan har längden, men det ger fortfarande en relevant skillnad om man ser till hela systemet.

Vidare kan man utläsa ur den insamlade informationen att det har större betydelse om man kortar endotrachealtuben vid förhöjt omgivningstryck än vid normalt atmosfäriskt tryck

När man ser till de olika slangseten kan man se att det inte har så stor betydelse vid atmosfäriskt tryck men att det vid HBO behandling har en större betydelse. Det slangset med minst motstånd i är MCC:s flergångs slang och den med störst motstånd är KS engångsslang vid fullt utdraget läge (se kapitel 6.2). Det skall dock påpekas att KS engångsslang i regel inte används i fullt utdraget läge under behandling, utan brukar snarare användas utdragen någonstans i ett mellanläge. Men den slang som ger näst mest motstånd är ändå KS engångsslang vid ej utdraget tillstånd, och det allmänna bruksfallet där man har slangens någonstans i mellan fullt utdragen och ej utdraget läge är markant sämre än MCCs slangar. Skillnaderna mellan de olika slangseten blir större med ökat flöde och större djup, vilket visar på vikten av ett omsorgsfullt val av slang vid tryckkammarbehandling.

Slutsatsen visar på att det bästa sättet att optimera är att alltid se till att den endotrakealtub man använder är så kort som möjligt då redan små förkortningar har lika mycket påverkan i tryck fall som det totala tryck fallet i resten av slang systemet. En annan del som kan vara lämplig att se över är att man använder bästa möjliga slang. Normalt vid ventilering utanför tryckkammaren så har detta inte så stor betydelse men när omgivningstrycket ökar så ökar betydelsen av att använda rätt slang.

## 8 DISKUSSION

Under arbetets gång har vi kartlagt de olika komponenterna i andnings slangsystemet och kommit fram till var de största flödesmotstånden finns i systemet.

Man kan se att differenstrycket minskar med ökat tryck när man ser till massflöde. Med ökat tryck så minskar volymsflödet vid konstant massflöde, vilket ger en lägre strömningshastighet och mindre turbulens.

Anledningen som antas för att det teoretiska värdet på när turbulens uppstår (se bilaga 2) är lite lägre än det faktiska värdet är att slangen som mäts på till skillnad mot den teoretiska inte har en helt slät insida och att slangen inte heller var helt rak under det empiriska försöket. Men det teoretiska värdet visar tydligt på att antagandet att flödet går över till turbulent där grafen har en brytpunkt stämmer.

### Förslag till framtida forskning

Under projektets gång uppstod det flera nya frågeställningar som kan vara intressanta att undersöka närmare.

- Hur påverkas komponenternas flödesmotstånd då de är fuktiga? I detta arbete undersöktes enbart torra komponenter med torr testgas. Framför allt är detta intressant när det handlar om HME och filter som absorberar fukt.
- Hur påverkas flödesmotståndet av olika gasblandningar? Exempelvis ren oxygen och heliumbaserade blandningar.
- Utveckling av en tryckkammargodkänd befuktare. HMEerna står för ett stort bidrag till flödesmotståndet, med en befuktare för tryckkamarbruk skulle dessa kunna uteslutas.



## 9 REFERENSER

[1] Riktlinje\_ HBO\_111212, <http://sfai.se/riktlinjer/hbo> (Acc 2013-04-17)

[2] Modern Reglerteknik av Bertil Thomas, fjärde upplagan

### 9.1 Ekvationer

[6.1] Ekvation ur Fundamentals of Thermal-fluid Sciences, Yunus A. Cengel, Robert H. Turner, John M. Cimbala 2008: Third edition.

[6.2] Ekvation ur Fundamentals of Thermal-fluid Sciences, Yunus A. Cengel, Robert H. Turner, John M. Cimbala 2008: Third edition.

### 9.2 Personreferenser

Peter Kronlund, tryckkammartekniker på Karolinska sjukhuset, Hyperbar medicin, Avd E15

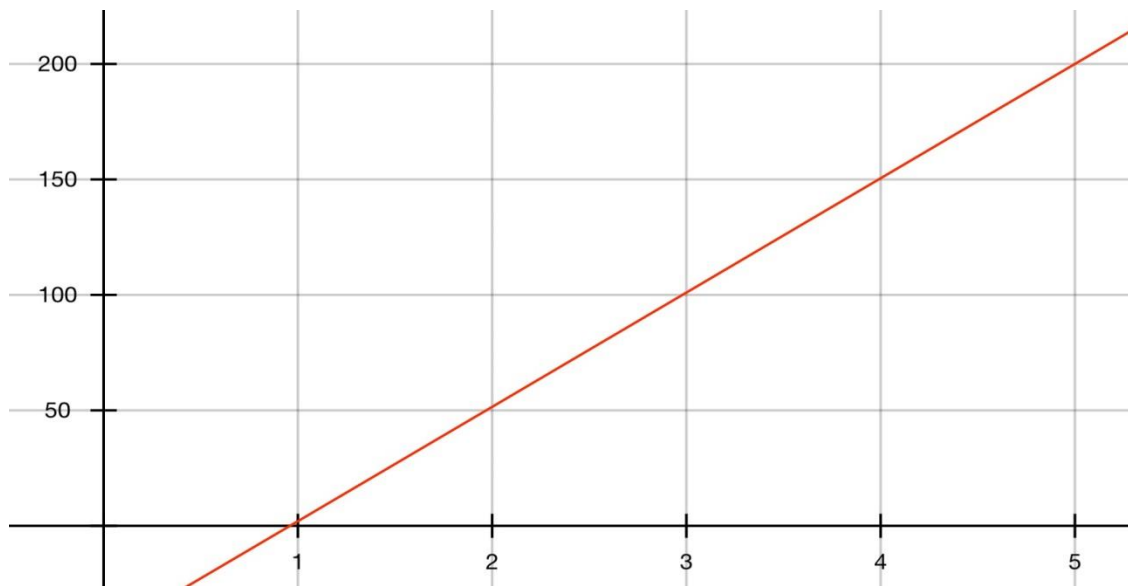




## 10 BILAGOR

## Bilaga 1, Signalanpassning av massflödesmätare

Massflödesmätaren (TSI 4226) ger en strömsignal ut på 4-20mA. Denna omvandlas till en spänningssignal 1-5V. Omvandlingen sker genom att en resistor kopplas i serie med mätinstrumentet. Resistorns storlek bestäms med hjälp av Ohms lag,  $U = R * I$ . Vid högsta utsignalen (20mA) är det önskvärt att ha en spänningssignal på 5V. För att uppnå detta behöver vi bestämma resistansen som krävs för att signalen skall få önskvärd nivå. Ohms lag ger  $R = \frac{U}{I}$ . I detta fall  $\frac{5}{0,020} = 250\Omega$ . Valet föll på en resistor med värdet  $249\Omega$  då det var den storleken som var närmast  $250\Omega$ . Efter modifikation levererar givaren en spänningssignal 1-5V som är beroende av ett massflöde 2-200 liter luft per minut.



Figur 5.2 Massflöde-spänningssambandet för massflödesgivaren.

För att ta fram ett linjärt samband mellan mätsignalen och den storhet vi vill mäta använder vi oss av räta linjens ekvation,  $y = kx + m$ . Vi börjar med att räkna ut lutningen, k-värdet. K-värdet får vi ut genom att dela  $\Delta y = y_2 - y_1$  med  $\Delta x = x_2 - x_1$ . Från kända värden fås då att  $\frac{\Delta y}{\Delta x} = \frac{200-2}{5-1} = \frac{198}{4}$ , vilket ger  $k = \frac{99}{2}$ . För att räkna ut m-värdet sätts en känd punkt (1,2) och k-värde in i räta linjens ekvation. Detta ger  $2 = \frac{99}{2} * 1 + m$  vilket ger  $m = -47,5$ .

Kontroll mot känd punkt (5,200) ger  $y = \frac{99}{2} * 5 - 47,5 = 200$ , vilket stämmer. Således blir funktionen för att översätta spänningssignalen till liter per minut  $y = \frac{99}{2x} - 47,5$ .

## Bilaga 2, Uträkning av Reynoldstal

För att kontrollera den teoretiska övergången mellan laminärt och turbulent räknas hastigheten  $V$  ut vid  $Re = 2100$  som är ett standardvärde där flöden antas laminära.

Ekvation 2.2 används.  $V = (\Re * \mu) / (\rho * d)$

Med insatta värden.

$$V = (2100 * 17,7 * 10^{-6}) / (1,2041 * 12)$$

Vilket ger hastighet 2,57m/s

Vi multiplicerar detta med diametern

$$2,57 * 0,00012 = 0,000308 \text{ m}^3/\text{s} \Leftrightarrow 0,308 \text{ L/s}$$

Vilket ger 18,52 L/min.

Tabell 2.1 Formelvärden.

V	Sökt flödes hastighet vid övergång från laminärt till turbulent flöde
M	$17,7 * 10^6$ (Viskositet vid 20° ur tabell)
P	1,2041 kg/m <sup>3</sup> (Densitet vid atmosfäriskt tryck)
D	12mm (innerdiametern hos en 15mm slang.)
Re	Reynoldstal (enhetslöst tal som visar på om det är laminärt eller turbulent flöde.)