

## Tema 3 – del 2

### Fysiologiska tryck och flöden

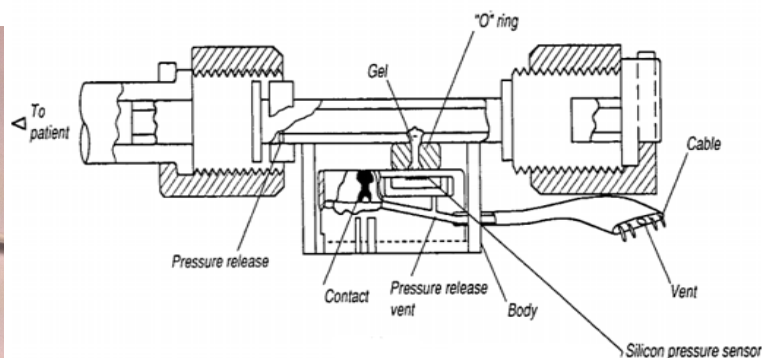
Nedan följer en beskrivning av fysiologiska tryck- och flödesmätningar samt exempel på sensorer för tryck- och flödesmätning som används inom sjukvården. Inspiration och några bilder är lånade från boken *Biomedical transducers and instruments*, av Togawa, Tamura och Öberg. I kursboken är rekommenderade sidor att läsa 96-102 och 119-140.

### Tryckmätning

I kroppen mäts flera tryck såsom: Artärtryck, vänsterkammertryck, lungartärtryck, högerkammertryck, centrala ventrycket, intrakraniellt tryck i vätskan som omger hjärna och ryggmärg, ögontryck, livmoderstryck, tarmtryck, tryck i magen, tryck i lungor m.fl. Mätområdet för fysiologiska tryck, inklusive patologiska tillstånd, är från  $-100$  mm Hg (lungor) upp till  $300$  mm Hg (vänster ventrikel och aorta). Trycket i olika vätske- och luftsystem ger ofta indikationer på hur de fysiologiska systemen fungerar och hjälper läkaren att ställa diagnos på patienten. Exempel är det systoliska artärtrycket som visar på hjärtats funktion eftersom det är trycket när aortaklaffen är öppen, det diastoliska artärtrycket som visar på blodflödet från aorta ut till det perifera blodsystemet, trycket i vänster ventrikel som avspeglar pumpfunktionen hos ventrikeln, trycket i höger ventrikel och lungartärtrycket som ger lungfunktion osv. Dynamiken i fysiologiska trycksignaler sträcker sig från medeltryck upp till ca  $20$  Hz, vilket betyder  $20$  svängningar per sekund. Tryckmätning görs både med direkta och indirekta metoder. De direkta innebär att man med en vätskekateter eller kateterspetsgivare går in i exempelvis blodbanan och mäter trycket. Referenspunkt för blodtryck är höger förmak vars tryck är oberoende av kroppspositionering. Vid direkt mätning med kateter skall man därför placera och nolla givaren i denna nivå. Exempel på indirekt blodtryckmätning är oklusion-manschettblåsa tekniken. I den metoden stryper man blodflödet med trycket i manschetten, sedan sänker man trycket och lyssnar vid vilket tryck som flödet återupptas. Vissa inre tryck, t.ex. ögontryck, kan också indirekt mätas med reaktionskraftsprincipen.

### Membransensorer

Många kommersiella tryckgivare inom medicinsk teknik bygger på någon typ av membranteknik (Figur 1). Dvs. nedböjningen av en cirkulär platta registreras med töjningsgivare eller dyligt. Töjningsgivare av halvledarmaterial blir allt vanligare, speciellt för givare av engångsmodell. De har dessutom en piezoresistiv effekt som gör den känsligare.



**Figur 1:** Tryckgivare i form av membransensorer av engångstyp (bild respektive principskiss).

### Vätskekatetersystem

Tryck överförs effektivt via vätska. Detta utnyttjas i vätskekatetersystem där man med en kateter fylld med koksaltlösning skapar vätskekontakt mellan vätska inne kroppen, t.ex. blod, och en externt placerad trycksensor. En tryckvåg i en vätskekateter färdas ca 400 m/s, vilket ger 2.5 ms per meter kateterlängd i fördröjning av signalen. Den snabba responsen gör att vätskekatetersystem är utmärkta för att mäta tryck direkt inne i kroppen. Viktigt att komma ihåg är att vätskan i katetern ger en hydrostatisk tryckkomponent om man har höjdskillnad mellan referenspunkt och sensor. Den hydrostatiska komponenten elimineras genom att kalibrera nolltrycket för systemet. Detta görs genom att öppna givaren mot luft i nivå med referenspunkten (höger förmak) och nollkalibrera. En stor fördel med vätskekatetersystemet är att man kan omkalibrera "nolla" när som helst under en långtidsmonitorering om man misstänker drift hos givaren. Både för att få en bra överföring av trycket och för att undvika hydrostatiska fel måste kateter och slangar vara helt fria från luft. Tryckgivarna som används är oftast av membranmodell och engångstyp. Det är dessa system som normalt används inom vården för övervakning av artärtrycket. Tryckgivaren är då vanligtvis direkt ansluten till ett övervakningsskåp.

### Kateterspetsgivare

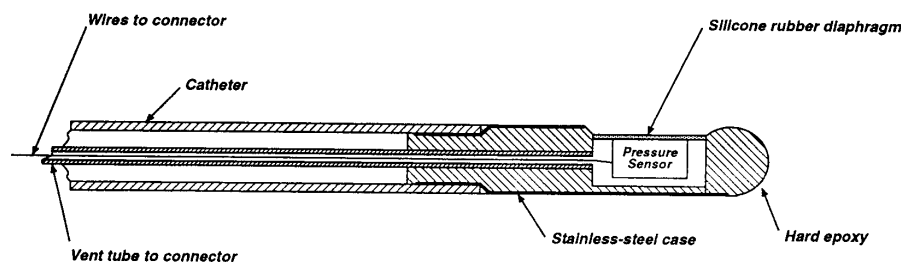
Kateterspetsgivare (se figur 2 och 3) utvecklas främst för noggrannare mätningar av tryckvågformer i hjärta och kärlsystem, samt för monitorering av intrakraniellt tryck i samband med skalltrauma. Dessa har en tryckkänslig sensor placerad i spetsen på en tunn kateter.

Fördelar: Ingen tidsfördröjning  
Ingen skillnad i frekvensrespons upp till flera tusen svängningar per sekund.  
Behöver ingen kontinuerlig injektion för att inte täppas igen  
Ingen mekanisk rörelse

Nackdelar: Svår att omkalibrera  
Skör och dyr

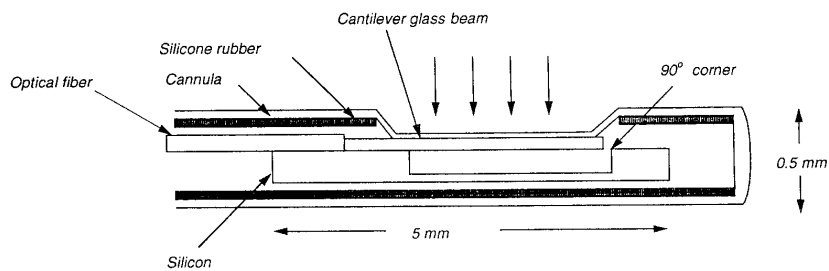


Figur 2: Kateterspetsgivare för intrakraniellt tryck.



Figur 3: Principskiss på en kateterspetsgivare.

Kateterspetsensorer finns med halvledartöjningsgivare, kapacitiva givare och med givare som bygger på optiska metoder. Kiseltöjningsgivare av balktyp som detekterar sidotrycket via ett silikongummimembran har använts mycket. I fiberoptiska katetrar transporteras ljuset via fibrer med totalreflektion. I spetsen reflekteras ljuset mot ett tryckkänsligt membran och intensiteten hos det reflekterade ljuset mäts. Det finns även fiber för sidotrycksmätning, då böjs den ljusledande fibern ner mot en reflektor och trycket via nedböjningen ger reflektionsintensiteten (Figur 4).



**Figur 4:** Fiberoptisk tryckgivare för mätning av sidotryck.

### **Tryckmätning i små kärl**

I mikrovaskulära studier mäter man tryck i små kärl. För detta finns små glaspipetter som förs in i kärlet under mikroskop. I övrigt fungerar de som vätskekatetsystem. För pipettkatetrar är det viktigt med en sensor med liten volymsförändring, dvs. liten rörelse hos membransensorn, eftersom flödet genom den smala pipettöppningen ger en tryckkomponent som adderas till det sökta trycket i kärlet. En liten volymsförändring i sensorn ger ett mindre flöde och därmed en mindre felkälla för trycket.

### **Tryckmätning i kollapsade kärl**

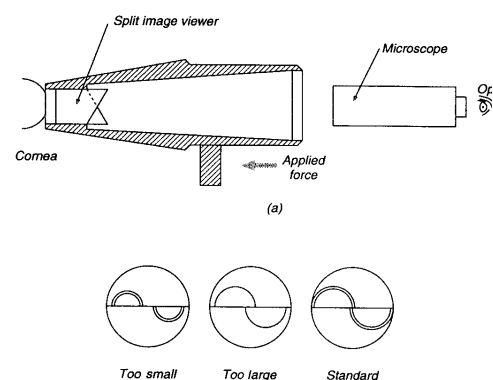
Matstrupe, anus och urinrör är vanliga kollapsade kärl. För att kunna mäta trycket i dessa kärl måste fluiden vid kärlet hållas i jämvikt med fluiden i mätsystemet som givaren är ansluten till. En lösning är mätning med ballongkateter, här är det viktigt att man har rätt volym i ballongen. En annan och vanligare är att man har en sidohålskateter med ett konstant litet (0.3 – 2 ml/min) utflöde.

### **Indirekt tryckmätning**

Tekniken med oklusionsmanschettblåsa är den mest lyckade applikationen av indirekt blodtryckmätning. Metoden använder en manschett runt överarmen. Manschetten blåses upp så att manschettrycket överförs till artärerna. När trycket är tillräckligt högt, över det systoliska trycket, så stoppas blodflödet. Genom att justera trycket nedåt kan man detektera när kärlen öppnar och stänger. Öppningen och stängningen hörs som Korotkoff ljud då manschettrycket ligger mellan systoliskt och diastoliskt blodtryck. Korotkoff ljuden tros uppstå bland annat på grund av turbulens i blodflödet när artärerna öppnar och stänger.

### **Ögontryck**

Ögontryck, eller intraokulärt tryck (IOP), mäts noggrannast med en indirekt applannations-metod. Man planar då ut hornhinnan till en känd area och mäter hur stor kraft som krävs för detta. Vid jämvikt skall det inre trycket i ögat balansera mot kraften delat med den utplanade ytan. Den vanligaste applannationsmetoden är Goldmann (se figur 5), vilken bestämmer ytan med en optisk metod. Operatören varierar kontaktkraften så att ett optiskt mönster uppträder vilket motsvarar en given kontaktyta.



**Figur 5:** Goldmanns applanationstonometer för mätning av ögontryck.

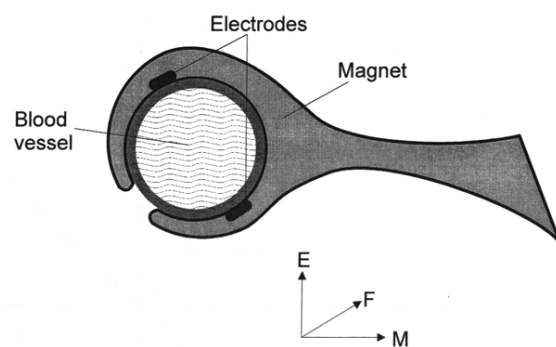
## Flödesmätning

På samma sätt som tryck mäts också flöden för att diagnostisera patienter. Flöden kan vara volymsflöden ( $\text{m}^3/\text{s}$ ) eller massflöden ( $\text{kg}/\text{s}$ ) men också vävnadsflöden ( $\text{m}^3/\text{s}/\text{kg}$ ) där man tittar på hur mycket blod som flödar till en viss vävnad. Variationen är stor, blodvolymsflöde i artär genom blodvolymsflöde i kapillär är  $10^9$ , motsvarande förhållande för hastighet är ca 2000. Skillnaden gör att det krävs olika applikationer och sensorer för olika mätningar. För nästan allt blodflöde kan man räkna med laminärt (ej turbulent) flöde som ger en parabolisk flödesprofil ( $U_{\text{medel}}=U_{\text{max}}/2$ ). Vävnadsflödet varierar signifikant mellan olika vävnader och fysiologiska sammanhang. Mest flödar det till njurar, sedan till hjärta, lever, hud och minst till skelett och fett.

## Blodflödesmätning i kärl

### Elektromagnetisk flödesmätare

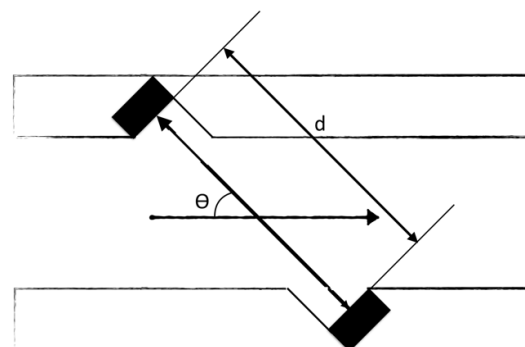
Om ett flöde innehåller laddning så kommer det att genereras en kraft på laddningarna när de flyter genom ett magnetfält. Kraften beror av laddningarnas polaritet. I ett flöde med positiva och negativa joner (blod) kommer olika laddningar att dras åt olika håll, och därigenom skapas en laddningsfördelning. Denna laddningsfördelning ger en potential (spänning) över kärlet som man kan mäta. Om man sätter in elektroder vinkelrät mot magnetfält och flöde så kommer den potential som mäts upp att bli proportionell mot flödet (se figur 6).



Figur 6: Flödesmätning i kärl med hjälp av magnetfält.

### Blodflödesmätare baserad på ultraljud

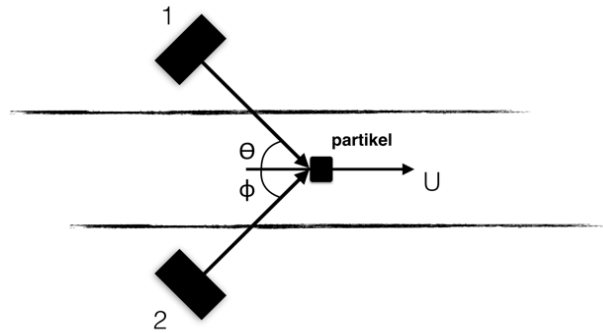
När ljud propagerar genom ett medium så påverkas det av hastigheten hos mediet. Om ljudet propagerar uppströms eller nedströms så skiljer sig "ljudhastigheten" åt jämfört med ljudhastigheten i stilla vätska, eftersom ljudet färdas relativt mediet. Jämför det med att ro en båt över en älv, snett uppströms mellan två punkter eller snett nedströms mellan samma punkter. Om man har samma takt på årorna så kommer det att vara en tidsskillnad mellan färdvägarna. Tidsskillnaden i löptid mellan uppströms och nedströms är direkt proportionell mot flödes hastigheten. Denna princip finns tillämpad i ultraljudsflödesmätare för blodflödesmätning (Figur 7).



Figur 7: Flödesmätning i kärl med hjälp av ultraljud.

Man kan också utnyttja dopplereffekten, den som gör att ambulanssirenen har en högre ton (högre frekvens) när den kommer mot dig än när den far ifrån dig, för att mäta flödes hastighet.

På samma sätt kommer frekvensen hos ljud som studsar mot ett rörligt medium att påverkas. När ett flöde innehåller partiklar som ljudet kan studsas mot så kan partiklarnas hastighet bestämmas ur dopplerskiftet i frekvens. I blod studsar ljudet mot de röda blodkropparna och frekvensskiftet är direkt proportionellt mot flödeshastigheten hos dessa blodkroppar (figur 5). För båda ultraljudsmetoderna måste man ha vetskap om ljudhastigheten i vävnaden och vinkeln mellan ljudriktningen och flödesriktningen.



**Figur 5:** Mätning av flödeshastighet i blodkärl med hjälp av Dopplershift.

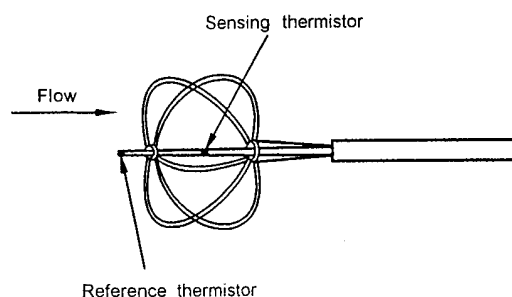
Den största fördelen med ultraljud är att man kan observera blodflöde i ett kärl på distans, dvs. utan att gå in i kärlet. För att titta på flödet vid ett speciellt avstånd använder man pulsad signal och tittar på ekot i ett visst tidsfönster.

### **Indikatorutspädningsmetoder**

För att bestämma volymsflöde i ett system, t.ex. blodsystemet, kan man använda en indikatorutspädningsmetod. Här injiceras en given mängd indikator i blodbanan och medelflödet bestäms ur den tidsberoende koncentrationen. Principen är att indikatorn injiceras uppströms, mixas och observeras nedströms. Indikatorn kan vara ett färgämne då blod leds ut eller mäts vid örsnubb eller med fiberoptisk teknik i blodbanan genom bakåtspridning. Indikatorn kan även vara en viss mängd vätska med en annan temperatur än den vätska som skall mätas på, som injiceras och därefter registreras med t.ex. en termistor nedströms. Strömbehovet avspeglar då flödeshastigheten.

### **Flödeshastighet med värmeavledning**

Ett annat vanligt sätt att mäta flödeshastigheter är att mäta värmeavledningen från ett element. På samma sätt som man avkyls mycket fortare när det blåser ute så avleds mer värme från ett uppvärmt sensorelement om flödeshastigheten är högre. Tekniken bygger på att hålla ett element på konstant högre temperatur än flödets temperatur, och mäta hur mycket energi som krävs till det. Försök visar att värmeavledningen är proportionell mot roten ur flödeshastigheten. I figur 6 visas ett exempel med två termistorer, där ett regelsystem håller en konstant temperaturskillnad (t.ex. 10 °C) mellan dem, genom att mäta temperaturen på termistorn uppströms och kontrollera en ström genom termistorn placerad nedströms så att temperaturskillanden upprätthålls.



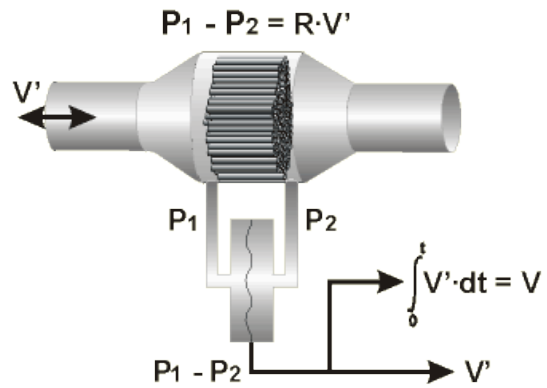
**Figur 6:** Mätning av flödeshastighet med hjälp av värmeavledning. (Togawa et al)

## Andningsgasflöden

Ventilationen hos lungorna studeras genom att mäta gasvolym förändringen i lungorna. En Spirometer mäter luftflödet.

### *Pneumotachometer*

Ett bra sätt att mäta flöden är att mäta tryckfall över en strypning. Detta går att använda både för vätske- och gasflöden. Ett exempel för gasflöden är Fleisch pneumotachometer (figur 7). För att förhindra kondens kopplas en värmare på strypningsgallret.



**Figur 7:** Typisk pneumotachometer för mätning av gasflöden ( $V'$ ) via tryckfall över ett strypningsgaller. Gasflödet kan sen integreras till en volym ( $V$ ). (bild från bgconv.com)