

Tema 3

Läsanvisning för kursboken är s. 107–118 och s. 435–445. Detta kompendium, som kort beskriver av respiration, mätning av lungfunktion, andningsarbete samt gas- och blodgasanalyser som används inom sjukvården, överlappar mycket med det första av avsnittet i kursboken. Bilderna är lånade från kursboken (Medicin och teknik av Bertil Jacobsson) eller från "Biomedical transducers and instruments" av Togawa, Tamura och Öberg. På kurshemsidan finns även ett kort utdrag ur "Jacobsons Teknik i praktisk sjukvård", som framförallt ger lite utförligare beskrivning kring andningsballonger.

Respiration

Ventilation åstadkoms genom att diafragman (mellangärdet) sänks och revbensbågarna roterar uppåt-utåt. Ventilationens storlek, $\dot{V}$ liter per minut, bestäms av produkten av andetagsvolymen (tidalvolymen) V_T och andningsfrekvensen f , det vill säga:

$$\dot{V} = V_T \cdot f$$

Delar av tidalvolymen når inte alveolerna eftersom en viss mängd luft alltid blir kvar i luftvägarna vid inspirationens slut. Denna volym brukar kallas "dead space", V_D . Det är viktigt att tänka på att den volym som verkligen når alveolerna är tidalvolymen minus detta döda område, så att den faktiska alveolära ventilationen $\dot{V}_A$ ges av:

$$\dot{V}_A = f (V_T - V_D)$$

Om en patient har kopplats till en narkosapparat eller en respirator är detta särskilt viktigt att beakta, eftersom man då ytterligare har ökat på volymen hos detta döda område. För att säkerställa en god ventilation bör man därför alltid eftersträva en relativt stor andetagsvolym vid konstgjord andning.

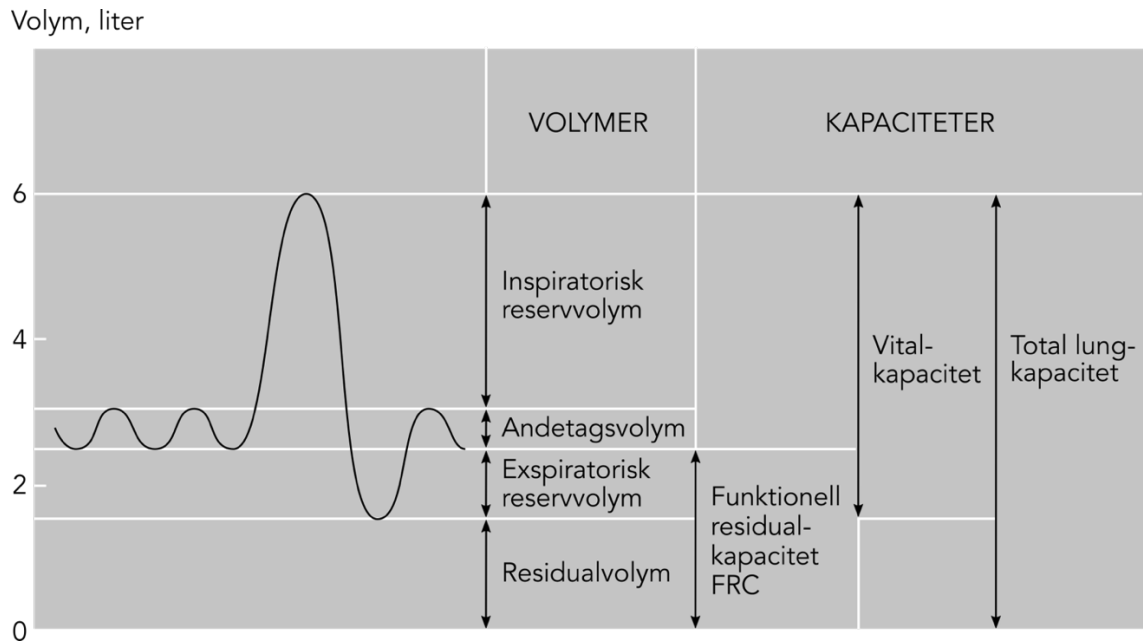
Mätning av lungfunktion

Andningsvolym

För att karakterisera funktionen hos lungorna har ett flertal termer identifierats som beskriver olika andningsvolym hos lungorna. I tabell 1 nedan ges en sammanfattande beskrivning av dessa termer, och i figur 1 är de olika lungvolymerna utritade i ett diagram.

Tabell 1: Beskrivning av andningsvolym

Termer	Beskrivning
Residualvolym	Luftvolymen som kvarstår i lungorna efter maximal utandning
Tidalvolym	Normal andetagsvolym, i vila motsvarar denna ca 0,5 liter.
Inspiratorisk reservvolym	Den ytterligare volym som är möjlig att andas in efter ordinarie inandning (ca 2–3 liter).
Expiratorisk reservvolym	Den ytterligare volym som är möjlig att andas ut efter ordinarie utandning (ca 1 liter).
Vitalkapacitet	Volymskillnaden mellan maximal in- och utandning.
Total lungkapacitet	Totalt innesluten volym vid maximal inandning.
Funktionell residualkapacitet	I lungorna kvarstående volym efter normal utandning.

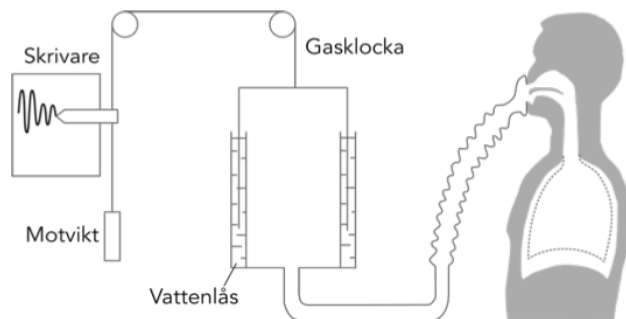


Figur 1: Illustration av de statiska lungvolym som är beskrivna i tabell 1.

Spirometri

För att bestämma tidalvolym, inspiratorisk och expiratorisk reservvolym samt vitalkapacitet kan man använda sig av en spirometer (se figur 2). En spirometer är ett volymregistrerande instrument som patienten andas i enligt undersökningsledarens instruktioner.

Genom att använda sig av dynamisk spirometri får man ett mått på en persons lungfunktion. Här registreras ut- och inandningar kontinuerligt som funktion av tiden, och man kan bland annat mäta maximal volontär ventilation (MVV) genom att registrera då patienten genomför maximala in- och utandningar i en spirometer under 10 sekunder. Undersökningen är enkel och av stort praktiskt värde.



Figur 2: Spirometer för mätning av lungvolym.

Indikatorspädningsmetoden

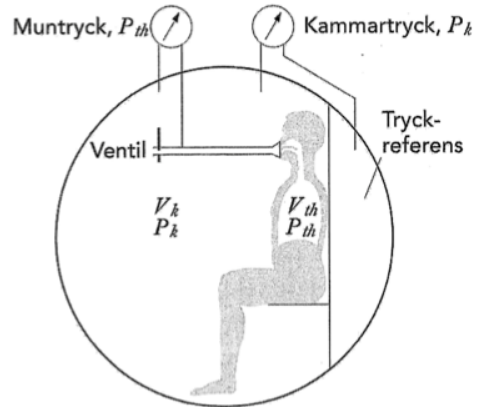
Övriga lungvolymers absoluta värden bestäms med hjälp av någon indirekt metod, exempelvis indikatorspädningsmetoden. Efter en normal utandning ansluts patientens andningsvägar till ett kärl av känd volym som innehåller någon gas som inte diffunderar in i blodet, exempelvis helium. Gasen blandas med luften, och efter att jämvikt har uppnåtts så bestäms heliumkoncentrationen. Eftersom man vet gasens koncentration både före och efter utspädning med andningsluften, kan man beräkna vilken total volym luften i gaskärl och lungorna har. Gaskärlets volym är känd, och alltså kan lungornas volym beräknas. På detta sätt kan den funktionella residualkapaciteten beräknas, samt även residualvolym och total lungkapacitet. Mätnoggrannheten för metoden är begränsad, särskilt vid vissa sjukdomstillstånd då vissa delar av lungorna är sämre ventilerade än andra.

Lungpletysmografi

För att bestämma absoluta lungvolymen kan man även använda sig utav en lung-pletysmograf. En lungpletysmograf är en lufttät, sluten kammare i vilken patienten placeras. Mätmetoden bygger på Boyle's lag, som säger att trycket gånger volymen i ett slutet utrymme är konstant, dvs $P \cdot V = \text{konst}$. Man kan genom härledning sedan visa att

$$V_{th} = - \frac{\Delta P_k}{\Delta P_{th}} V_k \quad (1)$$

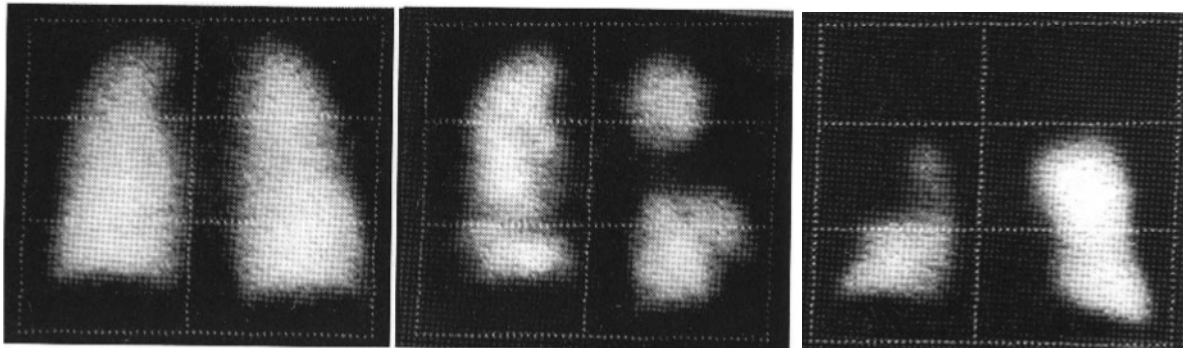
där, V_{th} är volymen i thorax, V_k är kammarvolymen, ΔP_k är förändringen i kammartryck och ΔP_{th} är förändringen i thoraxtryck under mätningen. Lungvolymen bestäms genom att patienten får andas av den i kammaren inneslutna luften genom ett munstycke (se figur 3). Vid slutet av en expiration sluts en ventil i munstycket så att patienten får utföra andningsrörelser mot ett slutet rör. Till munstycket sitter en manometer ansluten, och med hjälp av denna kan tryckskillnaden under en andning, ΔP_{th} , mätas. Volymförändringen i lungorna under en inandning med ventilen stängd motsvaras av en tryckökning i den omgivande luften i pletysmografen, och volymförändringen kan således uppskattas genom att mäta tryckförändringen i kammaren, ΔP_k . Om man sätter in dessa mätvärden i ekvation (1) ovan och förutsätter att den ursprungliga kammarvolymen, V_k , är känd, så kan den absoluta lungvolymen, V_{th} , beräknas. Bestämning av lungvolymen med pletysmografi är en snabb, tillförlitlig och för patienten skonsam metod.



Figur 3: Illustration av en lungpletysmograf.

Radiospirometri

De metoder som hittills har beskrivits ger endast mått på totala lungvolymen och ventilation. Om man vill ta reda på hur dessa parametrar ser ut i olika delar av lungorna, så kan man använda sig utav radiospirometri. Patienten får då inandas en radioaktiv gas vilken snabbt fördelar sig över lungorna. Genom avläsning med gammakamera får man ett mått på radioaktiviteten i lungornas olika delar, och detta blir ett kvantitativt mått på lungvolymen. För att istället titta på en patients ventilation, så studerar man avklingningen av radioaktivitet efter det att jämvikt har uppnåtts. Figur 4 visar exempel på mätningar på en frisk försöksperson samt på en rökare med bronkförträngningar.



Figur 4. Vänster: Normalt radiospirometriskt upptag av xenongas hos frisk person. Mitten: Försämrat xenongasupptag hos rökare på grund av förträngningar i bronkerna (cancer). Höger: Kvarvarande gas efter 5 minuter hos samma person som på bilden i mitten (dåligt ventilerade lungpartier med långsam utsköljning).

Andningsarbete

Hos andningsvägarna finns ett visst motstånd mot flöde, kallat luftvägsresistans. Ett motsätnad mot andningen uppstår även pga elastiska krafter i lungor och bröstorg, vilka brukar karakteriseras med begreppet compliance. För att en organism skall kunna andas så måste den övervinna dessa krafter.

Luftvägsresistans

För att ett luftflöde skall kunna råda mellan munhålan och alveoler så måste det finnas en tryckskillnad mellan dessa områden. För flöde av en gas genom ett rörsystem med flödesresistansen R , tryckskillnaden ΔP och flödet $\dot{V}$ gäller att:

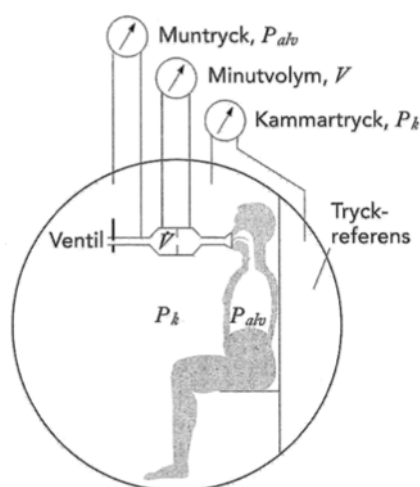
$$R = \frac{\Delta P}{\dot{V}}$$

För en gas eller en vätska som flödar genom ett rör (utan virvlar i flödet) så är resistansen direkt proportionell mot gasens/vätskans viskositet (grad av inre seghet) η och rörets längd l . Resistansen är dessutom omvänt proportionell mot fjärde potensen på rörets radie r . Ekvationen för detta är:

$$R = \frac{8\eta l}{\pi r^4}$$

Att rörets radie är upphöjd till fyra i denna ekvation innebär att radien har en väldigt stor betydelse för flödesresistansen i röret. Som ett exempel kan nämnas att om radien på ett rör skulle minskas till hälften, så skulle flödesresistansen i röret öka 16 gånger. Om däremot röret skulle göras dubbelt så långt, så skulle flödesresistansen endast öka till det dubbla. Att det fungerar på det här sättet utnyttjar kroppen bland annat för att reglera olika flöden, till exempel för att säkerställa en jämn fördelning av luft och blod i lungorna. Att radien så starkt påverkar flödet har också stor betydelse för olika sjukdomsprocesser där olika organs tvärsnittsarea påverkas. Ett exempel är det ökade luftmotståndet vid astma genom kontraktion av den glatta muskulaturen i bronkernas väggar, slemhinnesvullnad i bronkerna och anhopning av slem.

För att få en uppfattning om luftvägarnas flödesresistans kan man ta hjälp av dynamisk spirometri. Patienten får här göra en maximal inandning och därefter en så snabb utandning som möjligt. Volymändringen bestäms som funktion av tiden under mätningen. Som mått på



Figur 5: Kroppspletysmograf för mätning av luftflödesmotstånd.

andningsvägarnas resistans används FEV_{1.0}, vilket står för forcerad expiratorisk volym under den första sekunden, samt FEV%, där FEV_{1.0} ges i procent av vitalkapaciteten. Normalt är FEV% ≈ 70 , typiska värden vid astma under anfallsfria perioder är FEV% ≈ 35 , och vid anfall sjunker siffran ännu lägre. Metoden är enkel att utföra och kan användas för screening, för att sälla bort patienter som inte kräver någon fortsatt utredning.

För att göra en exakt mätning av luftflödesmotståndet kan man även här använda sig utav en kroppspletysmograf (se figur 5). Principen är den samma som ovan och bygger på Boyle's lag. Patienten som sitter i den slutna kammaren får andas i ett munstycke. Först får patienten andas med ventilen till munstycket stängd, ingen luft passerar alltså

in/ut ur kammaren. Tryckändringen i kammaren, ΔP_{kam1} , registreras tillsammans med ändringen i muntryck, som med ventilen stängd är lika med ändringen i alveoltryck, ΔP_{alv} . Sedan får patienten andas med ventilen öppen och återigen registreras ändringen i kammartrycket, ΔP_{kam2} , denna gång tillsammans med ändringen i flöde genom munstycket, $\Delta \dot{V}$. Luftvägsresistansen ges då av:

$$R = \frac{\Delta P_{kam2}}{\Delta \dot{V}} \frac{\Delta P_{alv}}{\Delta P_{kam1}}$$

Denna metod är skonsam för patienten samt känslig, snabb och ger säkra värden.

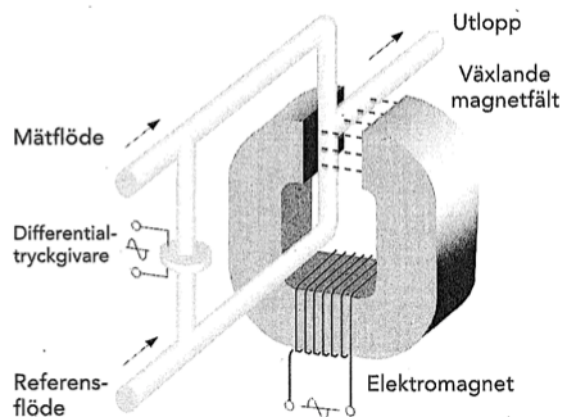
Gas- och blodgaser

För att få ett sammantaget mått på effekten av respiration och cirkulation bestäms mängden syre och koldioxid i andningsluften (gasanalyser) och i blodet (blodgasanalyser).

Gasanalyser

Syre

För att bestämma mängden syre i utandningsluft kan man utnyttja det faktum att syre har en mycket högre magnetisk känslighet än andra gaser i luften eller som används inom sjukvården. I figur 6 ses en bild på en magnetodynamisk mätcell som kan användas för detta ändamål. Den gas som skall analyseras förs in genom det ena röret, och en referensgas med känd koncentration av syrgas förs in i det andra. Rören placeras i ett växlande magnetfält, och på grund av syrets paramagnetiska egenskaper så kommer tryckförändringar att uppstå i takt med magnetfältets växlingar. Tryckförändringarnas storlek är proportionell mot skillnaden i syrgastrack mellan den analyserade gasen och referensgasen, och de mäts med en differentialtryckgivare. Metoden är snabb och gör det möjligt att mäta syrehalten i utandningsluften vid varje andetag. Hänsyn måste dock tas till att metoden är starkt temperaturberoende.



Figur 6: Skiss över uppställningen av en magnetodynamisk mätcell.

Koldioxid

Koldioxid absorberar ljus kring våglängdsområdet 4.26 μm väldigt bra. Detta karaktärsdrag kan utnyttjas för att bestämma halten av koldioxid i utandningsluften. Analysatorer där ljus med ovanstående våglängd lyser på det prov som skall analyseras, och mängden absorberat respektive kvarvarande ljus mäts, kan göras så små att de kan appliceras på en slang som till exempel är ansluten till en narkosapparat. Koldioxidanalysatorer av detta slag avsedda för medicinskt bruk kallas kapnografer.

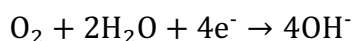
Blodgasanalyser

Partialtrycket hos blodgaserna syre och koldioxid, pO_2 respektive pCO_2 , är viktiga parametrar för indikationen av en patients tillstånd vad gäller metabolism, syresättning med mera, och används allt mer i övervakningssammanhang. Det är därför viktigt att hitta icke-invasiva metoder för att mäta dessa.

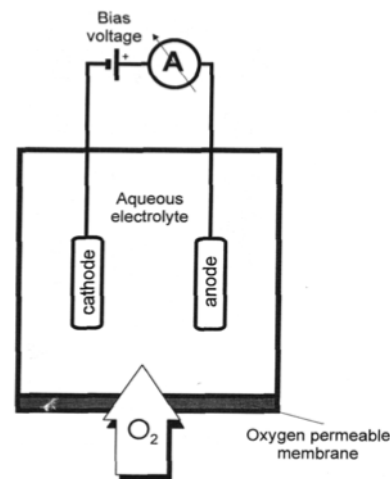
Syrgastryck

Syrgas transporteras från lungorna ut till kroppens vävnad med blodet. Det mesta av syret, ca 98%, binds till hemoglobin i röda blodkroppar och ca 2% är löst i plasma. Mängden syre i plasma är proportionell mot syrgastrycket, pO_2 . Syrgastrycket kan bestämmas med en polarografisk metod. En polarograf är ett system där hastigheten hos en kemisk reaktion omvandlas till en ström av proportionell styrka. Om den kemiska reaktionen involverar laddningsförflyttningar mellan det substrat som man mäter på och elektroden, så kan den ström som detta genererar detekteras av ett yttre elektroniskt instrument.

Ett exempel på ett sådant system som används för bestämning av syrgastryck är den så kallade Clark-cellen. Cellen fungerar så att man lägger på en spänning på ca 0.6-0.7 V mellan två elektroder (platina respektive silver-silverklorid). Elektrodena placeras i en elektrolyt, och till följd av de kemiska reaktioner som sker i cellen så uppstår en mätbar ström genom kretsen (se figur 7). Den kemiska reaktion som uppstår i cellen är följande:

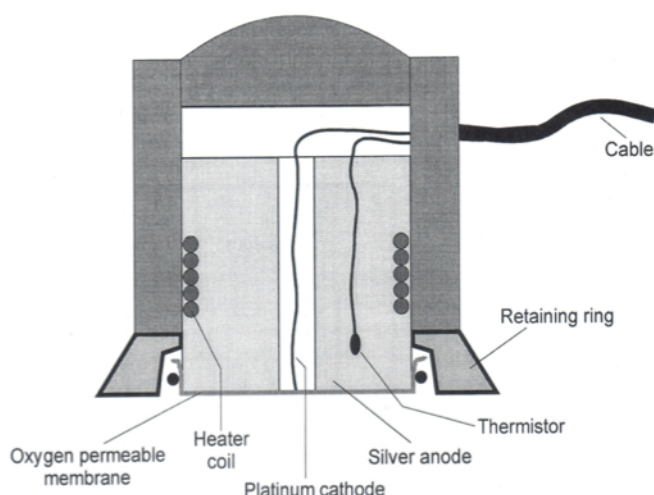


Denna reaktion innebär att syremolekyler, vattenmolekyler samt elektroner från den negativa elektroden (katoden) reagerar och tillsammans bildar fyra hydroxidjoner med negativ laddning. Hydroxidjonerna dras till den positiva elektroden (anoden) och då flyter det en ström i den yttre kretsen. Tillförsel av syre är alltså nödvändig för att denna reaktion skall kunna ske, och hur snabbt syre tillförs styr hur mycket ström som genereras av reaktionen. Runt Clark-cellen placeras ett membran som är genomsläppligt för specifikt för syre. Syrgas kommer att strömma in i cellen för att sträva efter jämvikt i syrekonzentration i och utanför cellen. På detta sätt bestäms syrgastrycket vid elektrodena av syrgastrycket utanför cellen, och den strömstyrka som kan mätas i den yttre kretsen blir alltså beroende av syrgastrycket utanför membranet.



Figur 7: Principen för en Clark-cell.

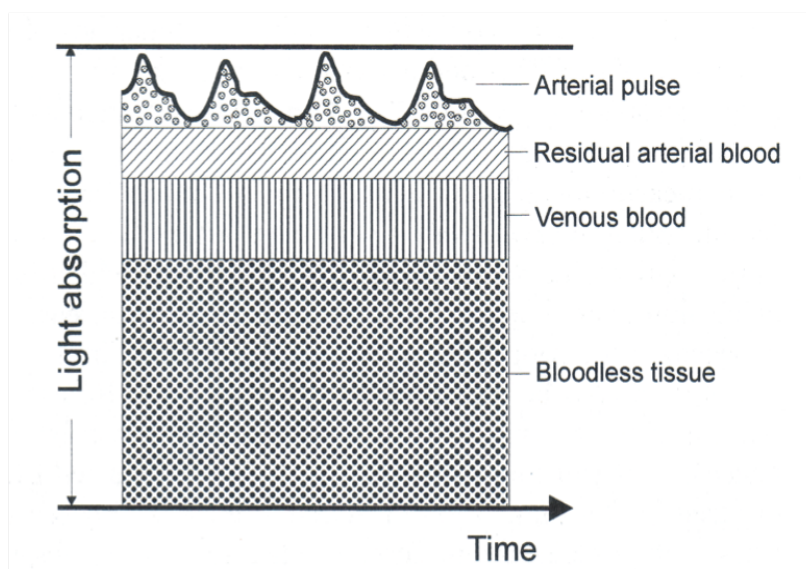
Clark-cellen går även att använda för mätningar genom huden om man håller membranet mot huden och värmer huden så att man får ett ökat blodflöde (se figur 8). Syrgas motsvarande partialtrycket i blodet kommer då att diffundera ut genom huden. Denna metod fungerar bäst på barn eftersom deras hud är tunnare, vilket ger en snabbare gasdiffusion.



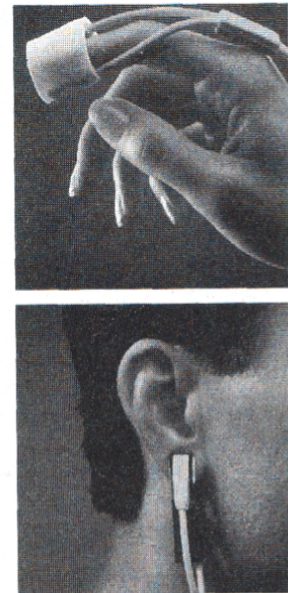
Figur 8: Sensor för mätning av pO_2 genom huden.

Pulsoximetri

Ett annat sätt att beskriva blodets syresättning är att bestämma syremättnad, saO_2 , dvs. den relativa andelen syrebärande hemoglobin i blodet. Detta kan göras med optiska metoder eftersom blodets färg beror på graden av syresättning. En metod som används är pulsoximetri, vilken bygger på att man växelvis skickar ljus med två olika våglängder genom vävnad (t.ex. ett finger) och registrerar det transmitterade ljuset med en fotodiod. Den ena våglängden väljs i det område där absorptionen skiljer sig som mest mellan syresatt och icke syresatt blod, ca 660 nm. Den andra våglängden väljs så att absorptionen är ungefärlig densamma för syresatt och icke syresatt blod (805-960 nm). Eftersom blodet pulserar så kommer mätsignalen att bestå av en konstant del och en varierande del. Den konstanta delen beror på absorption i övrig vävnad, t.ex. blodlös vävnad, venöst blod, hudpigment mm, medan den varierande delen beror av absorption i artärblodet, som varierar i volym under hjärtcykeln. Detta illustreras i figur 9. Genom att normalisera den varierande delen av de två signalerna (en signal per våglängd) med deras konstanta del, så får man ett mått på andelen syresatt blod. Tack vare normaliseringen mot den icke varierande delen är detta mått dessutom relativt okänsligt för mätning på olika personer, och apparaturen behöver inte kalibreras mellan olika mättillfällen. Figur 10 visar två möjliga tillämpningar för pulsoximetri.



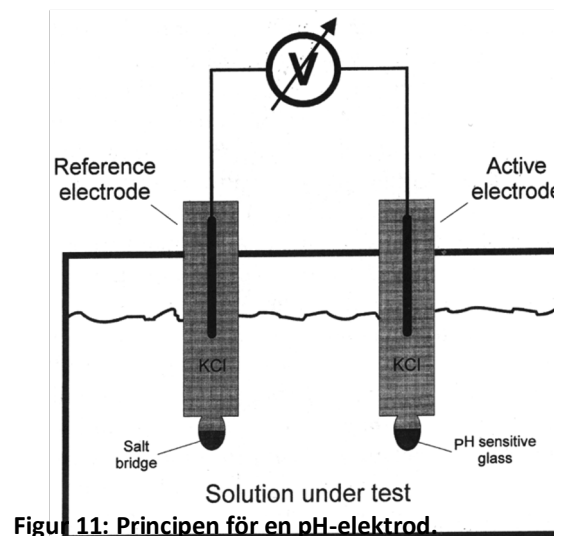
Figur 9: Tidsberoende ljusabsorption hos en ytlig vaskulär bädd som illustrerar effekten av arteriella pulsationer.



Figur 10: Två tillämpningar av pulsoximetri.

pH-mätning

Blodets pH är en fundamental parameter för diagnostik av bland annat lungfunktion och njurfunktion. pH är förhållandet mellan H^+ -joner (vätejoner) och OH^- -joner (hydroxidjoner). I en svag lösning är alltid produkten av jonkoncentrationerna konstant lika med 10^{-14} . pH kan mätas med två silver-silverklorid (Ag/AgCl) elektroder, där den ena används som referens och den andra separeras från den lösning som skall testas med hjälp av ett membran som inte släpper igenom vätejoner. Skillnaden i koncentration av vätejoner mellan de två sidorna av detta membran kommer att leda till en spänningsskillnad mellan de båda elektroderna och från denna skillnad kan lösningens pH beräknas. Figur 11 visar principen för en pH-elektrod.



Figur 11: Principen för en pH-elektrod.

Koldioxidtryck

Mätningar av koldioxid i blodet bygger på samma princip som pH-mätningar. Den bakomliggande kemiska reaktion som utnyttjas är att då koldioxid löses i vatten, så bildas en svag syra (H_2CO_3) som i sin tur ombildas till fria vätejoner (H^+) och bikarbonatjoner (HCO_3^-) enligt följande:



Denna kemiska reaktion gör att pH i lösningen ändras. Ändring är proportionell mot den negativa logaritmen av koldioxidtrycket, och kan detekteras med hjälp av en pH-mätare.