

Anæstesiapparatet

Anæstesiapparatet

Højtrykssystemet	29
Doseringsystemet	31
Patientsystemet	33
Bortledning af spildgasser	37
Monitorering med anæstesi-gasser	37
Litteratur	38

Fra at være ret simple apparater baseret på pneumatisk teknik, har anæstesiapparater gennem de senere år udviklet sig i retning af integrerede systemer med elektronisk regulering og overvågning af både gasser og patient. Automatiske checksystemer («self-tests») har til formål at sikre, før start af anæstesi, at alt fungerer korrekt.

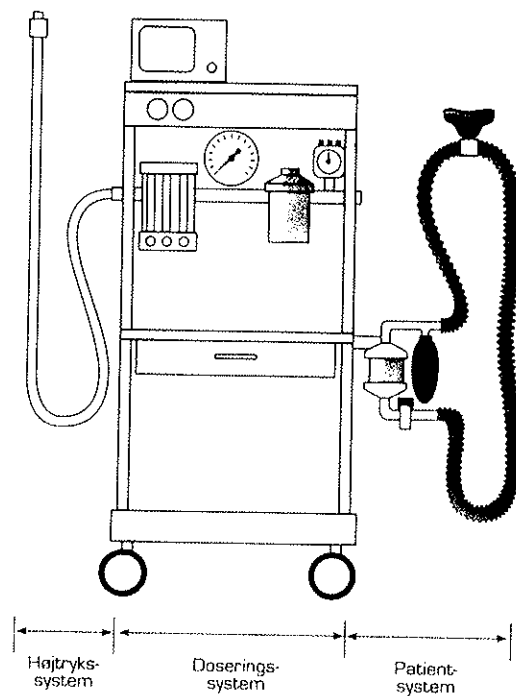
Der er betydelige forskelle på de markedsførte apparater, og det er nødvendigt, at brugeren i detaljer sætter sig ind i og behersker det apparat, der anvendes i den enkelte afdeling. I dette kapitel gennemgås kort den principielle opbygning af anæstesiapparatet.

Et anæstesiapparat består i princippet af et højtrykssystem, et doseringssystem og et patientsystem (figur 4.1). På apparatet er desuden monteret respirator samt i reglen et sugeaggregat samt mere eller mindre integreret udstyr til monitorering.

Højtrykssystemet

Dette system tilfører anæstesiapparatet de gasser, der anvendes under anæstesi. Det drejer sig om oxygen, kvælstofforilte og atmosfærisk luft. Hyppigst sker forsyningen fra en *gascentral*, hvorfra særlige rørsystemer fører gasserne frem til brugerne i fx operations- og opvågningsstuer samt intensivafdelinger. Trykket i systemet skal være mellem 4 og 6 bar (405-608 kPa), og højere for oxygen end for kvælstofforilte. Oftest findes tillige et rørsystem med vacuum.

Rørsystemerne afsluttes med særlige udtag placeret i væg eller hængesøjle, hvortil der kan kobles medicinsk udstyr med specielt kodede slangekoblinger. Gasudtagene skal være forsynet med gasartens navn og farvekode. De åbner og lukker automatisk ved til- og frakobling af apparatur. Gasudtag og slangekob-



Figur 4.1. Anæstesiapparat skematisk.

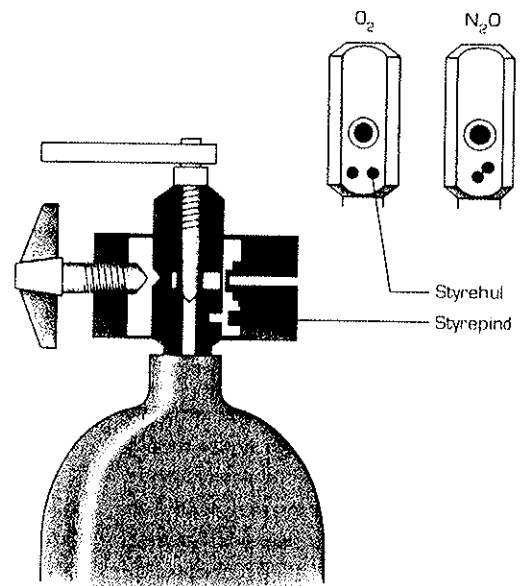
ling er specielt udformet for hver gas, således at forkert tilkobling ikke kan finde sted.

Ved nyinstallation eller reparation af medicinske gassystemer skal disse afprøves før ibrugtagning. Brugeren har pligt til at sikre sig identiteten af de gasarter, der kan udtages fra gasudtagene. Det er hans/hendes ansvar, at patienten får den korrekte gasblanding.

Højtryksbeholdere

Gasforsyningen til anæstesiapparatet kan også ske fra trykflasker. Ti liters trykflasker kan være monteret bag på apparatet og forbundet til doseringssystemet med kodede slanger. Fem liters flasker forsynet med en firkantet, aflang flaskeventil kan fastgøres på siden af nogle apparater i en særlig spændbøjle (»yoke«). I ventilhusene er der to styrehuller, der passer til styrestifter i spændbøjlerne (»pin-index system«). Styrestifter/styrehuller er placeret forskelligt for hver gasart, så fejltilslutning ikke kan ske (figur 4.2).

Mellem trykflaske og doseringssystem er indskudt en *reduktionsventil*, hvori arbejdstrykket af gassen nedbringes til ca. 4 bar.



Figur 4.2. Pinindeks-systemet.

Oxygen leveres i trykflasker helt hvide (enkelte stadig lyseblå med hvid skulder) med et tryk på 200 bar. Ved stuetemperatur er oxygen gasformig uanset trykket. Trykket i beholderen falder derfor proportionalt med forbruget, og indholdet kan til enhver tid beregnes som tryk \times rumfang. I en 10 liters »iltbombe«, hvori trykket er 100 bar, er der således 1.000 l oxygen tilbage, svarende til godt 8 timers forbrug ved et flow på 2 l/min.

Kvælstofforilte (dinitrogenoxid, N_2O) har et damptryk på 31 bar ved $0^\circ C$ og 50 bar ved stuetemperatur. Ved levering er trykflaskerne hvide med lyseblå skulder (enkelte stadig grå med lyseblå skulder), 4/5 fyldt med N_2O i flydende form i ligevægt med gasformig N_2O under et tryk på 50 bar. Når gas tappes fra beholderen, opretholdes ligevægten mellem flydende og gasformig N_2O , hvorfor manometertrykket er konstant, så længe der er flydende N_2O i beholderen. Først derefter begynder trykket at falde proportionalt med forbruget. Indholdet af en kvælstofforiltebombe kan kun bestemmes ved vejning. På skulderen af beholderen er præget beholderens vægt, når den er fuld og tom. En liter N_2O vejer ca. 2 g (molvægt/molrumfang = $44/22,4$). En fyldt 10 l bombe indeholder ca. 7.500 g, svarende til $7.500/2 = 3.750$ l N_2O .

Fordampning af en flydende gas (kvælstofforilte) og udvidelse af en komprimeret gas (oxygen) forbruger varme, der tages fra stålflasken og den omgivende atmosfære. Der kan derfor samles vand eller rim på ventilen specielt ved høje flow. Dette sker ikke inde i beholderen eller ventilen, da komprimerede gasser ikke indeholder vanddamp.

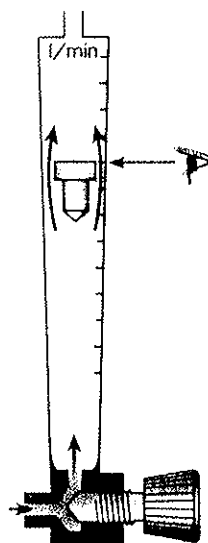
Doseringsystemet

De gasser, der er tilført anæstesiapparatet fra højtrykssystemet, doseres med *flowmetre* der kan være elektroniske eller udformet som *rotametre*. Gasblandingen ledes herefter til patientsystemet. Undervejs kan den ved passage gennem en *fordamper* tilføres et halogeneret inhalationsanæstetikum (enfluran, isofluran, desfluran eller sevofluran).

Flowmetre

Flowmetre kan enten være elektroniske som i nye anæstesiapparater eller mekaniske (rotametre). Rotametre kan ses overalt i sygehuset, hvor der skal være mulighed for at tilføre patienterne iltberiget luft. Rotametre til anæstesi er opbygget således: gennem en reguleringsskrue ledes gassen ind i bunden af et lodretstående glasrør, der er let kegleformet med største diameter opadtil (figur 4.3). I gasstrømmen roterer en flyder, der udgør en modstand mod gassens passage gennem røret. Med stigende tværsnit af røret mindskes modstanden. Et givet flow vil løfte flyderen til det niveau i røret, hvor modstanden netop passer med, at trykfaldet i gassen modsvarer flyderens vægt. En skala i glasrørets væg angiver flowet i ml eller l per minut; den aflæses svarende til overkanten af flyderen. Kalibreringen afhænger af rørets dimensioner og af luftartens vægtfylde og viskositet. Flowmetrene er derfor farvekodede svarende til den luftart, de er beregnet til.

Flowmetrene er placeret samlet på forsiden af anæstesiapparatet; i Danmark sidder oxygenflowmetret altid længst mod venstre, atmosfærisk luft i midten og kvælstofforilte til højre. Af sikkerhedsgrunde skal doseringsskruen for oxygen have en anden udformning end de øvrige. En gasvælger sikrer, at man enten kan give oxygen/atmosfærisk luft eller oxygen/kvælstof-



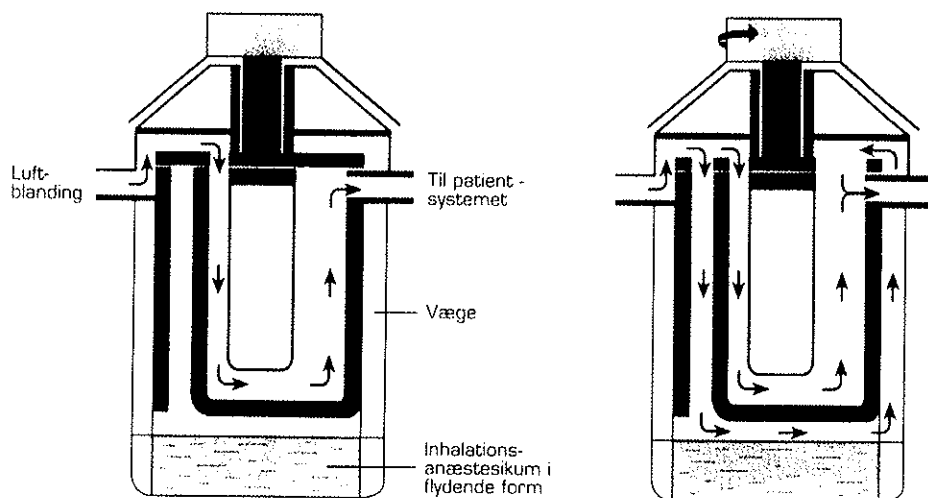
Figur 4.3. Rotameter.

forilte men ikke atmosfærisk luft og kvælstofforilte samtidigt. Efter dosering af de enkelte gasser blandes de og ledes til patientsystemet, eventuelt via en fordamper. Anæstesiapparatet kan være forsynet med en by-pass ventil, der gør det muligt at give 50 l 100% oxygen per minut uden om doseringssystemet.

Alarm- og sikkerhedssystemer, europæisk standardisering

De overordnede, generelle EU-direktiver om medicinsk udstyr, herunder anæstesiudstyr, følges op af bekendtgørelser i de enkelte lande. I Danmark trådte bekendtgørelsen om medicinsk udstyr i kraft den 1. januar 1995, med en overgangsperiode indtil 14. juni 1998. Reglerne gælder nyt udstyr, der fremover skal være »CE-mærket« for at kunne markedsføres og sælges i alle lande i EU. Under den europæiske standardiseringskomité, CEN, arbejder en komité (Technical committee 215) i en række arbejdsgrupper med forslag til standarder for fabrikation af anæstesiudstyr og respiratorer. Hverken bekendtgørelsen eller standarderne retter sig direkte mod brugeren af udstyret. Brugeren må i princippet købe og anvende, hvad han vil.

De danske sundhedsmyndigheder har ikke formuleret nogen krav vedrørende anvendelse af anæstesiapparatet. Dansk Selskab for Anæstesiologi og In-



Figur 4.4. Princippet i en fordampere.

tensiv Medicin har vedtaget rekommandationer for overvågning under anæstesi (tilgængelige på www.dasaim.dk).

Moderne apparater leveres med manometre til angivelse af arbejdstrykket af oxygen, kvælstofforlerte og atmosfærisk luft. En akustisk alarm aktiveres, hvis oxygentrykket falder til under 2,5 bar. Der lukkes automatisk af for kvælstofforlertetilførslen, hvis oxygentrykket bliver lavere end kvælstofforlertetrykket, og en »proportionalregulator« sikrer en minimumkoncentration af ca. 21% oxygen i gasblandingen, der leveres til patientsystemet.

Fordampere

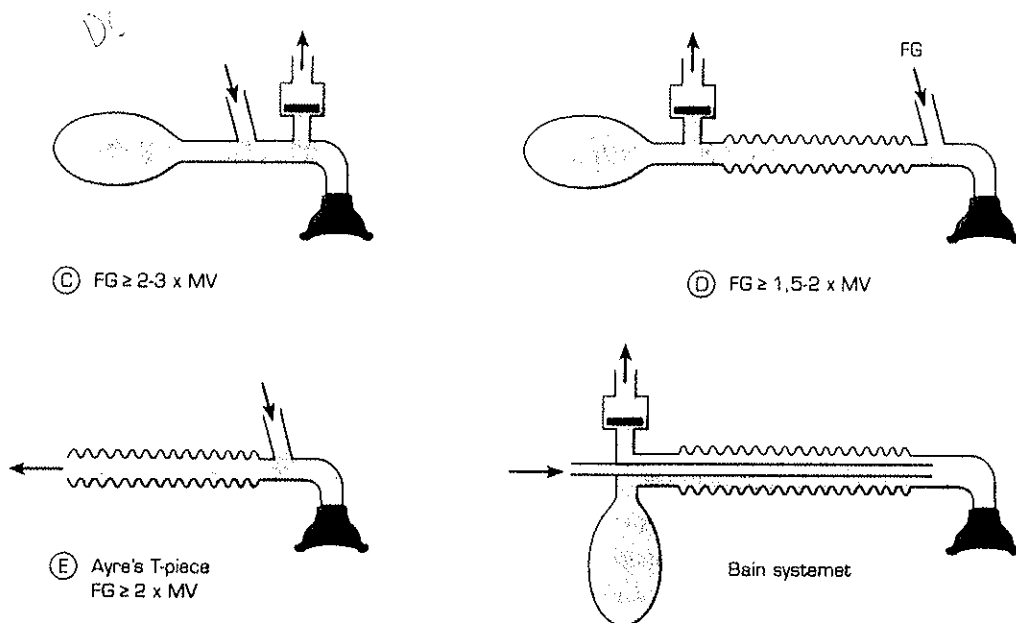
De halogenerede inhalationsanæstetika enfluran, isofluran, desfluran og sevofluran (Kap. 10) leveres i væskeform i glasflasker. Omdannelse fra væske til dampform sker i en lukket beholder, der kaldes en fordampere (figur 4.4). En ml væske fordampere til ca. 200 ml anæstesisgas.

Stofferne er meget potente anæstetika, og de har lille sikkerhedsmargin. Fordampere skal derfor kunne tilblende den gennemstrømmende gas nøjagtigt den koncentration af anæstesisgas, man ønsker at tilføre patientsystemet (»anæstesisystemet«). Uanset nøjagtigheden af et doseringssystem er det dog altid behandlingens effekt på patienten, der tæller, og denne må derfor til stadighed overvåges.

Moderne fordampere er oftest integrerede i apparatet og er placeret mellem flowmeterboksen og patientsystemet. Den ønskede koncentration af anæstesimiddel opnås ved at variere hvor stor en del af friskgas-strømmen, der ledes gennem fordampningskammeret, hvor den mættes med anæstesimidlet. Den øvrige del af gasstrømmen løber uden om fordampningskammeret. Damptrykket af anæstesimidlet er temperaturafhængigt, og ved fordampningen medgår varme. Fordampere er derfor konstrueret, så en større del af bæregassen ledes gennem fordampningskammeret, når temperaturen falder. Temperaturændring påvirker derfor ikke koncentrationen af anæstesisgas i den endelige gasblanding. Moderne fordampere kan i princippet anvendes med bæregas-flow på 0,2-15 l/min, men de er kun nøjagtige inden for visse grænser. Specifikationerne varierer med anæstesimiddel og fabrikat.

Af sikkerhedsgrunde og for at hindre forurening er moderne fordampere forsynet med en kodet påfyldningsstuds, der kun tillader påfyldning af det anæstesimiddel, som fordampere er kalibreret til.

Desfluran koger ved stuetemperatur, og damptrykket er meget højere (669 mm Hg v. 20°C) end for de 3 øvrige inhalationsmidler. Der må derfor anvendes en særlig fordampere med elektrisk opvarmning for at sikre en jævn og nøjagtig fordampning. Brugeren henvises til manualen. Fordampere fra forskelli-



Figur 4.5. Patientsystemer efter Maplesons klassifikation. De enkelte systemer er beskrevet i teksten. FG = friskgas flow, MV = minutventilation.

ge firmaer har ikke de samme vejledninger vedr. vedligeholdelse. Den enkelte afdeling må derfor i samarbejde med medikoteknisk afdeling fastlægge lokale regler for service og kalibrerings-check.

Patientsystemet

Fra doseringssystemet ledes gasblandingen til et gasudtag på anæstesiapparatets forside. Hertil forbindes patientsystemet, der er det system, hvormed patienten tilføres oxygen og anæstesigas, og hvorigennem ekspireret kuldioxid og overskud af anæstesigas bortledes. Systemet kan udformes på mange forskellige måder afhængigt af operationstype, patientens alder og anæstesiteknik. Generelt tilstræbes tæthed, sikkerhed og et lille *dead-space* i apparaturet og lille flowmodstand samt at systemet i praksis er let at samle, anvende og rengøre.

For praktiske formål kan der skelnes mellem systemer uden kemisk fjernelse af den ekspirerede kuldioxid, og systemer, hvori den ekspirerede kuldioxid fjernes kemisk.

Der er mange varianter, ofte betinget af lokal tradition. Detaljeret gennemgang heraf findes i større lærebøger. Hver læge/sygeplejerske må selvfølgelig sætte sig ind i »sin afdelings« systemer.

Systemer uden kemisk fjernelse af kuldioxid

Systemerne kan opbygges både med og uden en ensretterventil, men i alle tilfælde er et stort friskgasflow nødvendigt. Ved længerevarende procedurer medfører dette et betydeligt tab af vand og varme fra patienten, og både økonomisk og forureningsmæssigt er et stort flow u hensigtsmæssigt.

Alle systemerne indeholder en overskudsventil, hvorfra den udstrømmende gas afsuges. Overskudsventilen og friskgas-tilledning kan placeres forskelligt. Maplesons klassifikation er baseret herpå og anvendes undertiden stadig.

Vinkelventilen

Vinkelventilen er en sammenbygning af overskudsventil og friskgas-tilledning. Den påsættes ventilationspose og forbindes direkte til ventilationsmaske eller trakealtube. Dette system (Mapleson C, figur 4.5) anvendes undertiden til ventilation af patienter i skadestuen. Friskgas-tilledningen skal være 2-3 gange patientens minutvolumen.

Bain-systemet er en modifikation af Mapleson D-systemet (figur 4.5). I Bain-systemet sker friskgas-tilførslen gennem en tynd *co-axial* slange; man har så-

ledes kun én slange til patienten. Systemet kan gøres meget let og fleksibelt, da overskudsventilen med afsugning og ventilationsposen fæstnes på anæstesiapparatet.

Da der ikke er kuldioxid-absorber i systemet, har både ventilation og friskgas-flow betydning for kuldioxid-indholdet i den luft, patienten indånder, og dermed for indholdet i alveoleluft og blod.

Hvis friskgas-flowet svarer til patientens normale respiratoriske minutvolumen, vil patienten blive normokapnisk, hvis ventilationen er lidt større end friskgas-flowet (da dead-space ventilationen skal indregnes). Forøgelse af ventilationen vil ikke medføre hypokapni, mens hypoventilation (som altid) vil føre til ophobning af kuldioxid (hyperkapni).

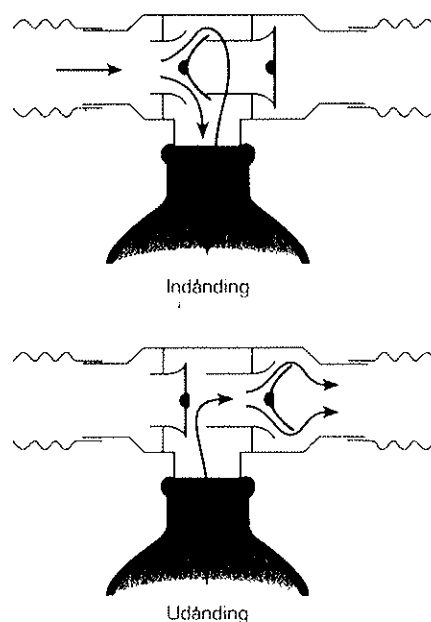
Hvis friskgas-flowet er større end det normale respiratoriske minutvolumen, vil en forøgelse af ventilationen kunne lede til udluftning af kuldioxid (hypokapni). Hypoventilation vil stadig medføre hyperkapni.

Hvis friskgas-flowet er lavere end det respiratoriske minutvolumen, vil patienten pga. genånding blive hyperkapnisk, uanset hvor meget ventilationen øges.

Hos voksne anbefales et friskgas-flow på 70 ml/kg/min ved kontrolleret ventilation og på 200 ml/kg/min ved spontan respiration for at undgå hyperkapni. Hos børn baseres friskgas-flowet på et nomogram.

Jackson-Rees systemet kan anvendes til små børn (<20 kg). Det er et såkaldt *Ayre's T-piece* (svarende til Mapleson type E), hvor ekspirationsbenet er påsat en ventilationspose med overskudsventil. Systemet har et lille dead-space og lille modstand, og det kan bruges både til spontan og assisteret/kontrolleret ventilation. Friskgas-tilførslen skal være mindst det dobbelte af barnets minutventilation, der kan skønnes som $0,8 \times \sqrt{\text{vægten}}$. Systemet anvendes under kontrolleret ventilation derfor oftest med en kuldioxid-absorber indskudt foran ventilationsposen, hvorved friskgas-tilførslen kan mindskes.

I ikke-genåndningssystemer med *ensretterventil* inhalerer patienten en kendt gasblanding, leveret fra anæstesiapparatet. Den ekspirerede luft løber



Figur 4.6. Diagram af Ambuventil.

via ventilens fraførende ben til en slange, hvorfra den afsuges. Der er forskellige typer af ensretterventiler.

1 *Ambu-E-ventilen* (figur 4.6) består retningsventilerne af to silicongummi-flaps, der åbnes og lukkes synkront med henholdsvis in- og expiration. Ventilen kan monteres direkte på ansigtsmaske eller trakealtube og tillader kun luftpassage i én retning over hver af de to flaps. En særlig variant af denne ventil er *Ambu-ventilen*, der påsat en selvekspanderende ventilationspose er standardtilbehør til anæstesiapparater, katastrofevogne og lignende.

Schneider-ventilen monteres direkte på trakealtuben og har konus til til- og fraførende slanger. En enkelt silicongummi-flap lukker i hvile for det tilførende ben og åbner ved overtryk i dette eller ved patientens inspiration, hvorved den lukker for expirationens benet. Under ekspirationen holdes lukket mod inspirationsbenet.

Systemer med ensretterventil kræver selvfølgelig en friskgas-tilførsel, der mindst svarer til patientens respiratoriske minutvolumen, og et reservoir mindst svarende til tidalvolumen.

Systemer hvori kuldioxid fjernes kemisk

Fjernelse af kuldioxid fra patientens ekspirationsluft tillader genånding med deraf følgende økonomiske og miljømæssige fordele. Desuden vil passage af luften gennem en kuldioxidabsorber sikre, at patienten tilføres varm luft med høj, relativ fugtighed.

Når man under anæstesi ønsker at ændre den alveolære koncentration af anæstesigas hurtigt, fx under indledning og afslutning, bør patienten inspirere friskgas, fordi anæstetisten da direkte bestemmer sammensætningen af inspirationsluften. Tilførslen skal derfor være så stor, at der ikke kan ske genånding, dvs. ca. halvanden gang patientens minutvolumen.

Når den ønskede anæstesidybde er nået, kan systemet lukkes, og anæstesen kan i princippet vedligeholdes ved tilførsel af oxygen svarende til patientens forbrug (250-400 ml/min.) samt den mindre mængde anæstesigas, der fortsat vil optages i patienten. Fuldstændig ligevægt mellem den alveolære koncentration af anæstesimiddel og patientens forskellige væv opnås dog principielt aldrig (Kap. 10). Der tabes desuden en mindre mængde anæstesimiddel gennem hud, ventilationspose og gummislanger og eventuelle utætheder i systemet.

Kuldioxidabsorption

Fjernelse af patientens ekspirerede kuldioxid foregår ved ekspirationsluftens passage gennem et sodakalkfilter. Den vigtigste komponent i absorberkalk er calciumhydroxid, men der er også mindre mængder af de mere aktive natrium- og kaliumhydroxider. I blandingen er der desuden silikater for at give hårdhed og formindske dannelsen af støv.

Absorptionen af kuldioxid til absorberkalk foregår ved en kemisk proces således:



Noget langsommere kan CO_2 reagere direkte med calciumhydroxid:



Den varme, der frigøres, svarer til 13,7 Kcal/mol CO_2 , der absorberes.

Der kan maks. absorberes ca. 26 liter kuldioxid/100 g sodakalk. I praksis absorberes dog væsentligt mindre afhængigt af absorberens udformning, fugtindhold og *channelling*, dvs. passage af gas gennem områder, hvor absorberkalken er ujævnt pakket.

Størrelsen af de enkelte granula i absorberkalken er et kompromis mellem ønsker om stor absorptionsaktivitet og lille modstand mod gennemstrømning af luft.

Absorberkalk er tilblandet et indikatorstof (ethyl violet), der bliver farvet, når kalkens pH falder til under 10,3 under CO_2 -absorptionen, dvs. når absorptionskapaciteten er ved at være opbrugt, og absorberkalken bør skiftes. Det kontrolleres dog mere nøjagtigt i praksis ved brug af kapnograf ved at se på, om der er CO_2 i indåndingsluften.

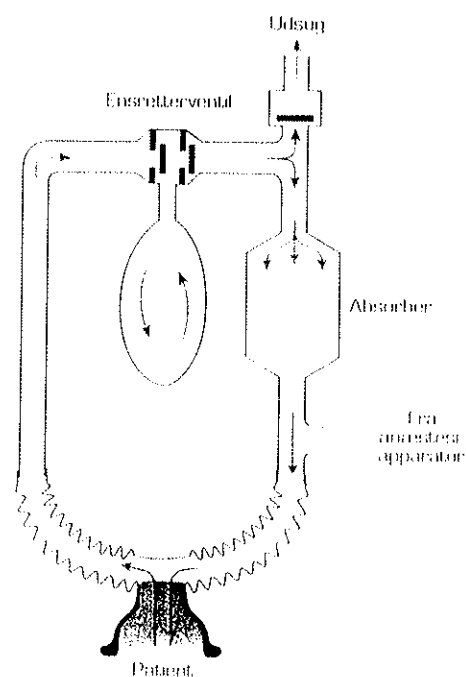
Interaktion med absorberkalk

Compound A

Sevofluran omdannes ved kontakt med absorberkalk bl.a. til en vinylforbindelse, det såkaldte *compound A* (fluoro-methyl-2,2-difluoro-1-(tri-fluoromethyl)vinyl ether) (Kap. 10). Nye typer absorberkalk, der ikke indeholder KOH/NaOH, nedbryder ikke inhalationsanæstetika.

Kuliltedannelse

Desfluran, isofluran og enfluran kan i cirkelsystemer med kuldioxidabsorbere under særlige omstændigheder være farlige for patienterne, fordi der under tør absorberkalks nedbrydning af anæstesimidlet kan dannes *kulilte*. Normalt indeholder absorberkalken ca. 16% vand, og kuliltedannelsen er da neglignabel. Hvis kalken udtørres, fx ved langvarig (utilsligt) tilførsel af højt frisk-gas flow (→mandag morgen/åbentstående flowmetre*), kan der dannes kulilte i betydeligt omfang.



Figur 4.7. Cirkelsystem med kuldioxidabsorber

4.2.2.2 Cirkelsystemer

Dette er det mest anvendte system (figur 4.7). Ved anvendelse af ensretterventil(er) sikres, at gasblandingen kun kan løbe rundt i systemet og dermed gennem kuldioxidabsorberen i én retning. Cirkelsystemer er opbygget af harmonikaslangere, ensretterventil(er) eller bokse med klapventiler, reservoir (ventilationspose), kuldioxidabsorber og ekspirations- (overskuds-) ventil.

Ventilationsposen fungerer som reservoir for at udligne, at flowhastigheden under inspirationen kan nå op på 60 l/min., mens friskgassen tilledes kontinuerligt med en hastighed af 1-6 l/min. Det er nødvendigt med et lille overtryk (ca. 1 cm H₂O) i systemet, for at posen skal fylde sig. Ventilationsposer af neopren skal ifølge standardkravene give efter og udspile sig ved et tryk på 50-60 cm H₂O. Dette yder en vis beskyttelse mod farligt høje tryk i luftvejene. Cirkelsystemer indeholder dog altid en indstillelig overskudsventil, hyppigt en fjederbelastet skiveventil, hvorfra der kan afgå spildgas (overskudsgas) fra systemet, når den valgte trykgrænse overskrides. I

nogle systemer anvendes tillige en ventil, der ved undertryk i systemet tillader indsugning af atmosfærisk luft.

Under spontan respiration observeres denne indirekte ved, at ventilationsposen tommer sig intermitterende. Manuel kompression af posen under assisteret eller kontrolleret ventilation giver en fornemmelse af modstanden i system/luftveje.

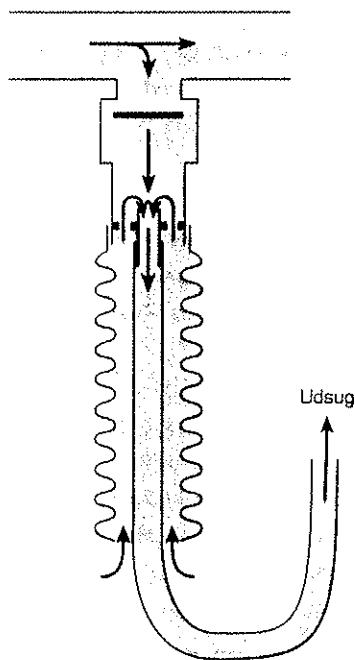
I forskellige afdelinger anvendes forskelligt udførte komponenter og/eller forskellig placering af disse, og cirkelsystemer kan således i praksis have meget forskellig udformning. Til børn under ca. 20 kg vil man i reglen anvende tyndere slanger og mindre ventilationsposer.

Tidligere var respirator til brug under anæstesi oftest fastmonteret på anæstesiapparatet. I dag er anæstesi-respiratoren oftest bygget ind som en integreret del af anæstesiapparatet. Den almindeligste type anvender *bag-til-bottle* princippet, hvor ventilationsposen erstattes af en bælg omsluttet af en klokke. Når trykket øges i klokken, trykkes bælgen sammen og tommer sig fuldstændig analogt med den manuelle kompression af ventilationsposen. For at bælgen kan fylde sig, kræves et overtryk på 2-3 cm H₂O; ved anvendelse af anæstesi-respiratoren ventileres patienten således med et PEEP (positivt slut-ekspiratorisk tryk) af denne størrelse.

4.2.2.3 Indretningen af et respiratorsystem til brug under anæstesi

I Danmark er der ikke myndighedskrav om kontinuerlig måling af sammensætningen af den tilføres patienten. I overensstemmelse med DASAIM's *Rekommandation for anæstesi 1995* bør man ved enhver generel anæstesi måle oxygenindhold i inspirationsluften og anvende kapnografi.

I moderne anæstesiapparater måles indholdet af oxygen, kuldioxid, kvælstofforlerte og inhalationsanæstetika kontinuerligt i ind- og udåndingsluften. Man kan derved løbende dokumentere sin behandling, og udstyret kan alarmere, hvis fastsatte grænser overskrides. Hvis patienten reagerer uventet på be-



Figur 4.8. Afsugningsaggregat til fjernelse af overskudsanæstetisegasser (punktudsug).

handlingen, kan man umiddelbart kontrollere, at patienten faktisk får det »man tror, man giver ham«.

Kapnografi giver værdifulde oplysninger under anæstesi. Partialtrykket af CO₂ sidst i expirationen (end-tidal CO₂) er typisk 0,5-1 kPa under den arterielle kuldioxidtension. Ved kapnografi kan umiddelbart opdages displacering eller manglende forbindelse med trakealtuben, obstruktion af patientsystemet, utilstrækkelig kuldioxidfjernelse i genåndings-systemer, og udskillelseskurvens udseende kan hjælpe til diagnosticering af metaboliske, cirkulatoriske og ventilatoriske problemer, hvor kuldioxidudskillelsen ændres.

Bortledning af spildgasser

I rum, hvor der gives anæstesi med gasformige anæstetika, skal der være installeret punktudsug til fjernelse af den anæstetisegas, der løber ud gennem patientsystemets overskudsventil. Punktudsugget kan være ukalibreret, og kapaciteten er da sædvanligvis 20-25 l/min. (figur 4.8). Det kan også fungere kalibreret, så det indstilles til at bortsuge et volumen, der svarer til friskgastilførslen til patientsystemet

(*ejektor flowmeter*). Under anæstesi, hvor patienten er intuberet, vil anvendelse af punktudsug næsten kunne eliminere forurening af rumluften med anæstetisegasser.

Når patienten ventileres på maske, vil der ofte være udslip af gas mellem ansigt og maske. Dette kan ledes bort ved anvendelse af en dobbeltmaske, hvorfra den undvegne gas kan afsuges mellem maskens ydre og indre væg. Der kan også anvendes et lokaludsug, som via en tragt anbragt tæt ved patientens ansigt bortsuger 100-150 m³ rumluft per time. Effekten aftager hurtigt med stigende afstand fra tragten, og suget støjer en del. Det er derfor ikke nogen ideel løsning. Rumventilationen i operationsstuer skal være stor nok til, at rumluften er uden forurening ved starten af anæstesen. Hvis der slipper anæstetisegas ud i rummet, vil det imidlertid tage lang tid at fjerne denne med rumventilationen. Det gælder altså om at »holde gassen inde i systemet«, og så lade punktudsugget fjerne overskudsgassen.

Forurening med anæstetisegasser

Fra 1967 og i mange år frem var der stor opmærksomhed overfor spørgsmålet om en eventuel sundhedsrisiko for personale, der arbejder i lokaler, hvor rumluften er forurenet med anæstetisegasser. En gennemgang af den meget omfattende litteratur herom falder udenfor denne bogs rammer. En meget grundig og sober gennemgang er foretaget af en »task force« nedsat af The American Society of Anesthesiologists (kan downloades på www.ASAhq.org). Konklusionerne er generelt, at man ikke kan påvise en øget risiko for personalet, (ved præsentationen sammenfattet under overskriften »Much Ado About Nothing«), men man anbefaler naturligvis fortsat opmærksomhed på forureningsbegrænsende arbejdsrutiner.

I de senere år er det globale miljø inddraget i diskussionen. Det diskuteres, om anæstetisegasser kan bidrage til *drivhuseffekten* eller til nedbrydning af ozonlaget. Det antages, at de halogenerede anæstetika kun har meget lille virkning på ozonlaget (det anslås, at disse stoffer kun bidrager med 0,01% af den samlede atmosfæriske klorbelastning). I mod-

setning til *CFC-gasser* (kloreerede fluorokarboner), der er meget stabile med anslået »levetid« i atmosfæren på 75-150 år, indeholder de halogenerede anæstetika karbon-hydrogen-bindinger. De er mindre stabile, og »levetiden« for anæstetika i atmosfæren er kun 2-6 år.

Kvælstofforilte har en levetid i atmosfæren på 100-150 år. Det anslås, at kun ca. 1% af den samlede mængde, der tilføres atmosfæren, er anvendt til medicinske formål. Størstedelen (99%) stammer fra industrien, bilernes udstødning og den godning, der anvendes i landbruget. Selvom kvælstofforilte kan medvirke både til nedbrydningen af ozonlaget og til drivhus-effekten, er anæstesiologiens bidrag hertil således beskedent. En yderligere reduktion kan dog opnås ved at anvende lave friskgas-flow.

Forurening af rumluften i forbindelse med anæstesi kan skyldes:

- Utætte medicinske gassystemer
- Spild af flygtige anæstetimidler ved påfyldning og tømming
- Utætheder i anæstesiapparatet lokaliseret til
 - højtrykssystemet
 - doseringssystemet
 - patientsystemet
- Utæt tilslutning til patientens luftveje
- U hensigtsmæssige eller forkerte procedurer
- Utilstrækkelige afsugningssystemer
- Diffusion af anæstetigas gennem patientens hud og slimhinder samt gennem gummimaterialet i anæstesisystemerne

De tekniske installationer vedligeholdes af maskinafdelingen.

Før indledning af anæstesi tæthedsprøves patientsystemet som led i den rutinemæssige funktionsafprøvning af anæstesiapparatet, og ved lækage udskiftes de utætte komponenter.

Under anæstesiens forskellige faser anvendes arbejdsrutiner, der sigter på at eliminere udslip af anæstetigas fra patientsystemet til den omgivende rumluft. En række nyere europæiske undersøgelser har

dokumenteret, at man med god teknik kan holde forureningsniveauet i anæstetistens indåndingszone ekstremt lavt både ved anvendelse af maskeinduktion og larynxmaske.

Berge IA, Grimnes J. Gasteknisk anæstesiapparat. En praktisk-teknisk gennemgang. Medicinsk Teknisk afdeling, Rikshospitalet, Oslo.

Jensen O, Grimnes J. Elektromedicinsk udstyr. Medicinsk Teknisk afdeling, Rikshospitalet, Oslo.

McGregor DG, Baden JM, Bannister C, Domino KB, Ehrenwerth J, Eisenkraft JB, Mazzo RI, Spence AA. Waste Anesthetic gases. Information for Management in Anesthetizing Areas and the Postanesthesia Care Unit (PACU). American Society of Anesthesiologists, 1999.