

# BASAL HJERTEKATETERISERING

Jan Mannsverk, Helge Grendahl og Terje Steigen

Hjertekateterisering kan defineres som en innføring av et kateter, en ledning eller et instrument gjennom karsystemet og inn til hjertet. Ved høyre hjertekateterisering går man gjennom venesystemet, ved venstre hjertekateterisering arterielt. Hensikten med kateteriseringen kan være en hemodynamisk undersøkelse, blodprøvetakning, røntgen-diagnostikk, elektrofysiologisk undersøkelse og behandling, pacemaker-behandling, hjertebiopsi, koronar intervensjon m.fl. Ofte har man flere intensjoner med samme undersøkelse. Inngangsvalg og strategi er viktig for best mulig å kunne belyse de problemstillinger man ønsker å besvare for å komme nærmere en løsning for pasienten.

## Utstyr

Katetre er laget av forskjellige kunststoffer (figur 1). Det samme gjelder isolasjonen rundt elektroder. Kunststoffene har forskjellig mykhet og alle blir mykere ved høyere temperatur. Et kateter er derfor stivest med en gang det føres inn i kroppen, men blir mykere når det har fått kroppstemperatur. Mange har et innstøpt nett av kunstfiber i veggene som øker kateterets styrke, stivhet og styrvillighet. Angiografikatetre må ha et stort lumen for å tillate passasje av røntgenkontrast, men også en sterk vegg for å tåle høyt trykk ved kontrastinjeksjoner.



Figur 1. Katertvertsnitt.

Det er tre hovedtyper av katetre: konvensjonelle katetre, flytekatetre og ballongkatetre. Kateterspissen har ofte en preformert bøy, slik at kateteret lett kan føres i den retning man ønsker (figur 2). Lumen kan ende på spissen (endehullskateter) eller i ett eller flere hull på siden av kateteret (sidehullskatetre), eventuelt kombinasjon av disse. Ved flerlumenkatetre går vanligvis det ene til spissen, mens de

øvrige ender lenger proksimalt. Proksimale ende av kateteret har et tilkoblingsstykke tilpasset Luersprøyte. Flerlumenkatetre har en tilkopling for hvert lumen, disse er merket eller nummerert.

Termistor, en elektrisk temperaturføler, finnes nær spissen av termodilusjonskatetre (f. eks. Swan-Ganz). Disse brukes for registrering av minuttvolum ved temperaturfortynningsteknikk. Temperaturforandring gir en kurve, og minuttvolum beregnes ut fra areal-under-kurve prinsippet. Proksimalt på kateteret finnes tilkoplingskontakt for registreringsapparat, som oftest en spesialkontakt.

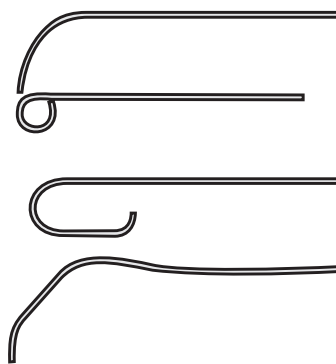
Fiberoptiske katetre har innlagt fiberoptikk som ender i spissen. De kan brukes til oksygenmålinger (refleksoksimetri) og trykkmålinger.

Trykktransduserkatetre (Millar katetre) har en trykktransduser på kateterspissen.

Ultralydkatetre kan brukes til intravaskulær ultralydundersøkelse av karveggen.

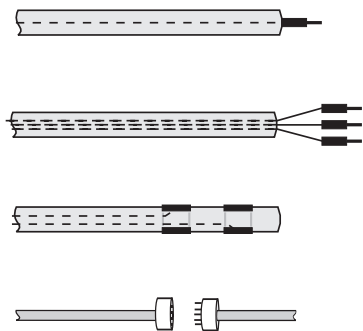
Optical coherence tomography (OCT) er fiberoptiske katetre for intravaskulær undersøkelse av karvegg i koronararterier med infrarødt lys. Denne metoden gir høy oppløsning og er stadig mer brukt.

Elektrodekatetre består av en eller flere ledninger omgitt av isolasjon. Elektroden sitter på eller nær spissen av kateteret.



Figur 2. Kateterspissens form

De kan være av platina eller andre legeringer (elgiloy, nikkel). Proksimalt finnes tilkobling til ledning som fører til registreringsapparat. Design av tilkobling varierer (figur 3). Det kan være en plugg, et metallbånd eller en spesialkontakt. Hvis det er flere tilkoblinger, er disse som regel merket eller nummerert.



*Figur 3. Elektroder, proksimal tilkobling, eksempler.*

Ledesonder som ofte er laget av rustfritt stål består av en bøyeelig spiraltråd og en sentral kjerne. Kjernen stopper ca. 5 cm fra spissen. Spissen er derfor myk og kan ved forsiktig bruk ikke skade karveggen. Mange ledesonder er dekket med teflon (tefloncoating) som gir en glatt overflate og er impermeabel for blod. Spissen kan være rett eller J-formet. Enkelte ledesonder har bevegelig indre kjerne. Når denne føres frem, blir spissen stiv og en eventuell J vil rettes ut. Ledesonden føres inn etter at venen eller arterien er punktert med nål. Punksjonsnålen trekkes av ledesonden og en introduser føres over ledesonden inn i arterien eller venen (Seldinger teknikk). Introduderen består av en tykkvegget dilatator som smalner av mot spissen, og ytterst en tynnvegget, men sterk innføringshylse. Overgangen mellom ledesonde, dilatator og innføringshylse må være jevn for at åreveggen ikke skal rives opp under innføring. Etter innføring fjernes ledesonden og dilatatoren, og et kateter kan føres inn gjennom innføringshylsen. Innvendig diameter av innføringshylse (i French (F)) er anført på pakningen, og denne må korrespondere med ytterdiameter (F) av det kateter som skal brukes. Enkelte introdusere har en sidetilgang med kran slik at de kan brukes

til infusjoner. Ytterst kan de ha en tilbakestrømningsventil eller en Luer tilkobling. Skal et kateter bli liggende, bør man bruke en introduser der hylsen kan fjernes ved å splittes opp, (peel away) evt spaltes med en spesiell kniv.

Det finnes også introdusere som i prinsippet er bygget opp som en Venflon, med en tykk punksjonsspiss og uten på denne en innføringshylse

Treveiskraner med én hane er stengt den veien hanen peker, kraner med 3 haner er stengt på den siden hanen mangler. Det leveres også sett med 2, 3 eller 4 kraner montert i serie.

Mellomstykker har forskjellig standard lengde. De har male eller female ende, med henholdsvis Luer-tupp og Luertilpasning. På male ende er ofte montert en låsering som kan dreies for å fikserer tilkoblingen. Mellomstykker leveres med en male og en female ende eller to male (male/male) eller to female (female/female). For tilkobling må alltid male gå mot female.

Utvendig diameter på kateteret og innvendig diameter på innføringshylsen i introdusere angis oftest i French ( $1 F = 1/3 \text{ mm}$ ). Utvendig diameter av ledesonder og innvendig diameter av lumen i kateteret angis enten i millimeter eller inches ( $1 \text{ mm} = 0,039 \text{ in.}$ )

## Røntgengjennomlysning

Røntgenstråler er høyfrekvente (kortbølgede) elektromagnetiske stråler eller fotoner med stor gjennomtrengelighet, men de passerer dårlig gjennom grunnstoff med høy atomvekt (f. eks. bly). Røntgenstrålene genereres i et røntgenrør under meget høye spenninger. De sendes gjennom pasienten til en røntgenskjerm eller røntgendetektor som vil gi et bilde avhengig av strålesvekkelsen i de forskjellige vevene. Benværet er for eksempel lite gjennomtrengelig for røntgenstråler mens lungevev er lettgjennomtrengelig. Digitale røntgensystemer har gjennomgående bedre billedkvalitet og leverer lavere stråledoser enn tradisjonelle billedforstærkere og filmsystemer. Styrken på røntgengjennomlysning reguleres på 2 måter. Spenning over røntgenrøret måles i kilovolt (kV) og strømstyrke i milliampere (mA). Øket kilovolt øker røntgenstrålens gjennomslagskraft og brukes på tykke

pasienter. Øket mA øker strålens intensitet og bildets kontrast (hardhet). Moderne røntgenapparater har en automatisk innstilling av gjennomlysningsstyrke og balanserer KV og mA for best mulig bil- ledkvalitet. Justeringen skjer på grunnlag av den strålingsdose billedforsterkeren mottar. Blenderen avskjermer røntgenbildet fra siden med bevegelige blyplater. Man får best bilde når ytterkantene er avblendet. Bil- ledforsterkerens avstand fra pasienten bør være kortest mulig. Dette gir best detaljer i billedet og minst spredning. Røntgenstråler skader levende celler, særlig i celledelings- fasen, og kan forårsake cancerutvikling, mutasjoner og i større doser veksthemming og vevsnekrose. Strålingsdosen er avhen- gig av kV, mA, og gjennom- lysningstid. Sekundærstråler vil si reflektert stråling fra pasient, røntgenskjerm m.m. Denne spres ut i rommet, mens selve strålingen fra røntgen- røret vesentlig er rettet gjennom pasienten. Strålingsintensitet avtar med kvadratet av avstanden fra strålingskilden. Bruk kortest mulig gjennomlysningsstid med apparatet innstilt slik at gjennomlysningskvaliteten blir best mulig. Optimal avblending med mindre bestrålt volum gir mindre sekundær- stråling (og bedre bilde). Vær oppmerksom på at med bevegelig og vinklet apparatur kan man lettere "søle" med røntgenstrå- ler som sendes skrått ut i rommet, dette i motsetning til de vertikale tak-gulv rettede apparater. Alle i rommet skal ha på blyfrakk, de som er nært strålekilden og utsettes for mye stråling bør også benytte thyreoidea- beskyttelse, blyglassbriller og dosimeter (filmstrip i holder). Absorbent stråledose er et mål på den energi strålingen avsetter pr. kilo kroppsvev, og enheten er gray (Gy). Den ekvivalente dosen gir et bedre mål på ska- deeffekt og uttrykkes i enheten sievert (Sv). For røntgenstråling er ekvivalent dose iden- tisk med absorbent dose. Da en sievert er en stor stråledose som få mennesker utsettes for, bruker vi enheten millisievert (mSv). En millisievert tilsvarer om lag den gjennem- snittlige dosen fra naturlig bakgrunnstråling som en person mottar årlig. Dosegrensen for yrkeseksponerte er på 20 mSv pr. år i gjennomsnitt (over en 5-årsperiode).

## Innføring av ballongkateter uten røntgengjennomlysning

### Indikasjon

Diagnostikk og behandling av dårlige, hemodynamisk ustabile pasienter på overvåkings- eller intensivavdelinger, ved f.eks. store akutte hjerteinfarkt, svær akutt stuvningssvikt, protraisert lungeødem og postoperativ sirkulasjonssvikt. Funn ved kateteriseringen kan være avgjørende for å oppnå et korrekt utgangspunkt for behand- lingen (f.eks. av over- eller underhydrering, høyre eller venstre hjertesvikt.) Det videre behandlingsopplegg vil også bli mer effek- tivt. Effekten av avansert hemodynamisk monitorering er ikke dokumentert i store randomiserte studier og må først og fremst brukes på pasienter med vanskelig reguler- bar hemodynamikk. Indikasjon må veies opp mot potensielle komplikasjoner: problemer med innstikket, inngang for infeksjon og at kateteret kan utløse arytmier.

### Utstyr

Ferdige sterile sett med utstyr, inklusive engangs trykktransdusere, finnes i hande- len. Det som trengs er:

Hudvask, rikelig sterile håndklær, lokalanestesi, heparinisert saltvanndrypp, 10 ml sprøyter, punksjonsnål, skalpell.

Introdusersett, eventuelt med en ekstra åpning på innføringsshylsen som er beregnet for infusjon. Introduseren bør være 1 F grovere enn det kateter man skal bruke for å gi plass til ballongen. Swan Ganz ballong kateter har en 2 ml sprøyte til å fylle ballongen med luft og termistor (termodilu- sjonskateter). Settet inneholder også plast- strømpe til å ha rundt kateteret for å holde det sterilt under senere kateterkorrigeringer.

Bandasjemateriell (kompresser, selvklebende plastfolie, selvklebende dekkbandasje). Kraner og mellomstykker. Trykktransduser, monitor og skriver, EKG- apparat og skop.

## Fremgangsmåte

- a. EKG og trykkregistreringsutstyr monteres. Bank lett på transduseren og se at det kommer utslag på forsterkeren. Det viser at det er elektrisk kontakt.
- b. Alle løp i kateteret fylles opp med heparinisert saltvann, ballongen blåses opp for å sjekke eventuell lekkasje. Kateteret er merket med delestreker for hver 10 cm. Man skaffer seg oversikt over hvor langt kateteret må føres inn for å være i høyre atrium, respektive lungearterien, ved å legge det utenpå pasientens (sterilt tildekkede) brystkasse.
- c. Pasienten legges med overkroppen lavt. Trykktransduseren festes til pasienten eller sengen i høyde med høyre atrium (fremre aksillarlinje, 4. intercostalrom). Man forsikrer seg om at mellomstykker og trykktransduser er frie for luftblærer. Hold transduseren loddrett, spyl igjennom og bank på den. Trykkforsterkerens 0-punkt justeres og forsterkeren kalibreres.
- d. Når man har forvisset seg om at trykkmålingssystem og EKG fungerer, punkteres venen etter lokalanestesi hvor venens retning også kan identifiseres (helst subclavia eller jugularis interna). Se kapittel om punksjon av sentral vene. Punksjonsåpningen i huden utvides med en skalpell, Ledesonde og introduser føres inn uten motstand. Kateterets distale lumen tilkoples trykksystemet og kateteret føres inn gjennom introduser (NB unngå luftembolier). I enkelte introdusersett finnes en steril plaststrømpe som festes på introduseren og trekkes over kateteret når det føres inn, slik at det holder seg sterilt og kan justeres.
- e. Når kateteret er inne i en dyp vene, blåses ballongen opp. Videre innføring gjøres langsomt og under kontinuerlig trykkmonitorering. Man får først høyre atrietrykk. Er det tvil om kateteret virkelig står intrathorakalt, så be pasienten puste dypt. I intrathorakal posisjon kommer det da kraftige trykkvariasjoner. Ved videre innføring får man høyre ventrikkeltrykk, deretter lungearterietrykk og til slutt PCV trykk når kateteret, med oppblåst

ballong, står perifert i innkilt posisjon. (figur 4). Med oppblåst ballong skal ikke kateteret dras retrograd gjennom klaffer eller høyre ventrikkel grunnet fare for ruptur av chorda og trabekler.

Når minuttvolumet er lavt eller ved stor tricuspidal eller pulmonal insuffisiens vil ballongen enkelte ganger ikke følge blodstrømmen ut i lungearterien. Det kan hjelpe å legge pasienten på venstre side slik at ballongen kan flyte opp i lungearterien. Der deflateres ballongen. Ved senere fylling av ballongen må man være forsiktig så ikke lungekar sprenes. Fyllingen avbrytes når man kjenner motstand i sprøyten og straks PCV trykk oppnås og ballongen tømmes umiddelbart etter trykkmålingen. Når pasienten har lavt minuttvolum, kan det ofte være vanskelig å passere fra høyre atrium til høyre ventrikkel. Forsøk da å rotere kateteret noen grader moturs som opprettholdes opp gjennom høyre ventrikkel opp til lungearterien under langsom innføring. Er det vanskelig å passere fra høyre ventrikkel til lungearterien kan man be pasienten inspirere dypt. En øket pulmonal blodstrøm kan da rive kateterspissen med seg.

Når kateteret er kommet på plass i sentral lungearterie, fjernes introduseren, med mindre den også har en sideåpning beregnet for infusjon. Kateteret festes godt med en hudsutur. Det legges en kveil som strekkavlastning og dekkes med bred selvklebende plastfolie. Innstikksstedet må holdes godt tildekket. Kateteret har en plaststrømper som ligger rundt kateteret, slik at det holder seg sterilt og kan korrigeres hvis det skulle trekkes ut av posisjon. Alle kateterets lumen må sikres med kraner og holdes åpne, enten ved kontinuerlig infusjon, eller ved installasjon av heparinisert saltvann. Hvis blod aspireres må det skylles meget godt etterpå. Et ballongkateter kan ligge inne i mange dager hvis det stelles godt.

## Trykkregistrering

Registrering av intravaskulære trykk gjøres i forbindelse med diagnostisk høyre og venstre hjertekateterisering og ved angiografier. Videre i intensivavdelinger for å monitorere kretsløpet ved behandling av dårlige pasienter. Ved trykkregistreringer overføres



*Figur 4. Trykkkurver fra Swan Ganz kateter.*

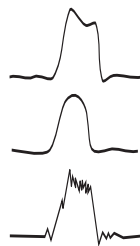
mekaniske trykkvariasjoner til elektriske impulser. Disse registreres elektronisk, vises som trykkkurver og tallverdier på skjerm og kan skrives ut ved behov.

## Utstyr

Følgende utstyr trenges: Kateter, kraner og mellomstykker for transport av den mekaniske trykkurve frem til en trykktransduser som overfører mekanisk trykk til elektriske impulser. En forsterker gjør de elektriske impulser fra transduser så sterke at de kan vises på skjerm eller drive en skriver. Engangs transdusere kommer sterilt pakket sammen med nødvendige kraner og mellomstykker.

Katetersystemet med kraner og mellomstykker skal transportere trykkurven frem til trykktransduser. Et dårlig katetersystem kan modifisere trykkene ved demping eller artefakter.

På en dempet trykkurve blir alle plutselige trykkforandringer ufullstendig registrert. Trykkurven får en avrundet form, alle hjørner og topper «høvles av». Av betydning for korrekt transport av trykkbølgen er først og fremst kateterets innvendige diameter. Liten diameter gir sterkt dempede trykk. Det samme gjør lokaliserte sterke forsnævninger i lumen (f. eks. delvis okkluderende blodkoagler). Kateterets lengde har mindre betydning. Kateterveggen må være stiv. En myk plastisk vegg absorberer trykkurver og gir dempede trykk. Luftblærer virker som fjærende puter som absorberer volumforandringer og gir sterkt dempede trykkurver (figur 5). Kateter innkilt i vegg gir som regel høye flate kurver.



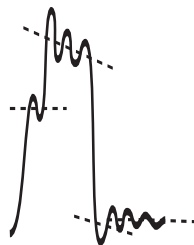
*Figur 5. Trykkkurvers kvalitet: God, dempet, artefakt.*

Ved monteringen av katetersystemet og trykktransduseren er det meget viktig at dette blir fullstendig væskefylt og absolutt fritt for luftblærer. Vær oppmerksom på små luftblærer som kan sitte skjult i kraner eller koblinger og i selve trykktransduseren. Det kan trenges iherdig gjennomspyling og spesiell teknikk å fjerne disse (fyll langsomt, bank/knips på domene).

Når et kateter ligger i hjertet, vil det ofte påvirkes av hjertets bevegelser og intrathorakale trykkforandringer. Det kan da oppstå kunstige trykkbølger i katetersystemet i form av regelmessige raske svingninger som kommer i tillegg til de trykk vi egentlig vil registrere. Artefakter kan også skyldes bevegelser av mellomstykker eller trykktransduser.

Alle katetersystem har en egenfrekvens (egensvingning). Denne ligger nær opp til den høyeste frekvens systemet kan transportere. Artefakter som har en frekvens svarende til systemets egenfrekvens vil bli betydelig forsterket og kan fortegne trykkurven fullstendig.

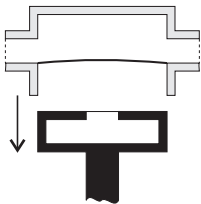
Disse artefaktene består av sinus svingninger som raskt dempes og avtar i utslag og frekvens. Siden sinus svingninger er symmetriske om en grunnlinje - i dette tilfelle den reelle trykkurve, kan man grovt estimere denne, som antydnet ved



*Figur 6. Sinusartefakt på underdempet kurve.*

tverrstrekene på kurven (figur 6) (venstre ventrikkeltrykk).

En trykktransduser har et væskefylt kammer som er forbundet med kateteret gjennom et sett med kraner og slanger (mellomstykker) (figur 7). Kammeret har en membran som er forbundet med en bøye- lig bjelke, en elektrisk halvleder. Gjennom bjelken går strøm. Den elektriske motstand i bjelken forandres når bjelken bøyes. Strømmen gjennom bjelken vil da forandres tilsvarende. Når transduseren forbindes med kateteret, vil bjelken avbøyes synkront med og proporsjonalt med trykkbølgen i kateteret. Det vil derfor fra transduseren gå strømimpulser som gir et nøyaktig bilde av trykkbølgen så vel i størrelse som i form. (Målingen utføres ved hjelp av en Wheatstones bro). En god trykktransduser vil reagere på meget små volumforandringer i trykkammeret (moderne engangstransduserer  $<0,04 \text{ mm}^3/100 \text{ mmHg}$ ). Den må derfor være koblet til et godt katetersystem som transporterer trykkbølgen mest mulig uforandret frem.



*Figur 7. Trykktransduser. Dom med membran som ligger an mot trykkmåler.*

Moderne mikrotransduserer til bruk på kateterspisser m.v. baserer seg også på Piezoelektrisk- eller halvlederteknikker.

En trykktransduser må være lineær, det vil si 1 mm trykkforandring må gi samme utslag ved lave som ved høye trykk. Alle trykktransduserer har et optimalt funksjonsområde og blir tiltagende unøyaktige utenfor dette.

En forsterker gjør en strømimpuls sterkere, slik at den forsterkede impuls gir et nøyaktig bilde av den opprinnelige, men bare med meget større utslag. En forsterker fungerer innen et bestemt spennings- og frekvensområde og er der lineær, dvs. alle utslag forstørres like mye. Utenfor funksjonsområdet er den ubrukelig. Til forsterkere kan det også være knyttet elektroniske

filtre som demper eller fjerner svingninger over eller under et visst frekvensområde.

Disse filtrene kan imidlertid fortegne registreringene idet harmonien (se Fourier-analyse under) blir skadelidende slik at informasjon forsvinner. Dette er særlig viktig for EKG signaler. Eks: 50 Hz filter.

Trykkkurver avleses elektronisk og vises på en monitor. Gjengivelsen er meget nøyaktig.

Trykkkurvene blir digitaliserte og overført til en datamaskin for analyse, lagring og utskrift.

Et trykkregistreringssystem må først 0-stilles. Trykktransduseren innstilles ved hjelp av watermål på nivå svarende til skjæringspunktet mellom fremre aksillarlinje og 4. interkostalrom. Dette nivå svarer til innmunningen av v. cava superior i høyre atrium. Transduser åpnes mot luft. Lufttrykket i dette nivå oppfattes som trykk 0.

Mange velger en høyde 10 cm over madrassen, og trykktransduser monteres fast på denne høyde, uansett om pasienten er tykk eller tynn. Da vil det aldri være tvil om hvor nullpunktet har ligget under en kateterisering. På den annen side vil man få noe ukorrekte trykk på ekstremt tynne eller tykke pasienter.

Når trykktransduser er tilkoblet 0-kranen, det vil si koblet mot luft, justeres forsterkerens nullpunkt ved hjelp av nullinnstillingsknappen (balanseknappen) slik at den viser null uansett hvilken forsterkning man velger.

På moderne utstyr finnes elektronisk kalibrering. Et kalibreringssignal sendes gjennom forsterker til skriveren eller skjerm. Utslaget kan justeres slik at hver stor delelinje på skjermen eller papiret svarer til et rundt tall (f.eks. 5 mm, eventuelt 10 mmHg).

## Trykkregistreringens fysikk

Hensikten med trykkregistrering er å få illustrert trykkvariasjoner på en korrekt og lett målbar kurve (analog registrering) eller tallmessig i anerkjente måleenheter (digital registrering).

**Frekvens** = antall utslag pr. tidsenhet. Hertz (Hz) = svingninger pr. sekund (f.eks. puls 60/min =  $1/s = 1 \text{ Hz}$ )

**Amplitude** = utslag, det vil si høyde, på kurven (f.eks. i mm)

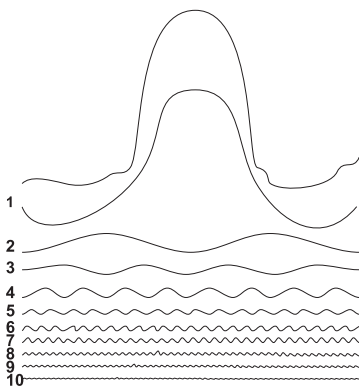
**Sinuskurve** = regelmessige svingninger symmetrisk om en grunnlinje

**Fourier-analyse.** Enhver kurve kan bygges opp av sinuskurver med forskjellig frekvens og amplitude, hvorav den mest lavfrekvente svarer til kurvens grunnfrekvens (f.eks. 1 Hz ved puls 60/min) (figur 8). For klinisk bruk har man regnet med at trykkurver blir godt nok fremstilt hvis man kan registrere frekvens opp til 10 harmoniske, det vil si 10 x grunnfrekvensen.

Ved kateterisering føres trykkbølgen gjennom væskesøylen i kateteret, kranser, mellomstykker til trykktransduseren, der trykkbølgen transformeres til elektrisk strøm. I overføringssystemet kan trykkpulsen forsinkes ca. 30 - 50 millisekunder.

Egenfrekvens er frekvensen av de regelmessige sinussvingninger som et system (væskefylt rør, membran, fjær m.m.) vil innta når det blir satt i bevegelse og får bevege seg fritt. Egensvingninger oppstår fordi det totale energi innhold i systemet, som er konstant, veksler regelmessig mellom trykkenergi og bevegelsesenergi. I et katetersystem avtar egenfrekvens med økende væskemasse og med økende compliance. Massen er proporsjonal med systemets lengde, tverrsnitt og væskens spesifikke vekt. Compliance vil si grad av volumendring ved trykkendring, med andre ord: veggens ettergivelse. Egenfrekvensen bør være høyest mulig.

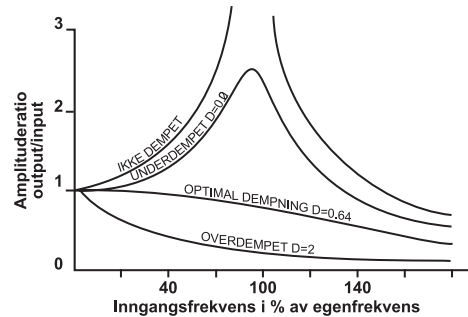
I ethvert system vil svingningene møte motstand, friksjon, og gradvis avta i såvel amplitude som frekvens. Bevegelsesenergi tapes i form av friksjonsvarme.



Figur 8. Fourier analyse. Trykkurve og 10 første harmoniske

Egensvingninger vil avta gradvis til null. Graden av dempning øker sterkt ved avtagende radius. Selv meget korte, lokaliserte forsværinger kan gi betydelig dempning. Dempning tiltar også ved økende lengde, viskositet og compliance. Dempning avtar ved økende masse. Grad av dempning beskrives ved dempningskoeffisient (figur 9).

- **Underdempning** (lav dempningskoeffisient). Det kommer betydelige ettersvingninger svarende til systemets egenfrekvens.
- **Optimal dempning** (dempningskoeffisient:  $D = 0,64$ ) Ubetydelige ettersvingninger, men korrekt kurvegjengivelse.
- **Overdempning** (høy dempningskoeffisient) Ingen ettersvingninger, men samtidig så markert motstand at heller ikke frekvenser opp mot systemets egenfrekvens kan transporteres.

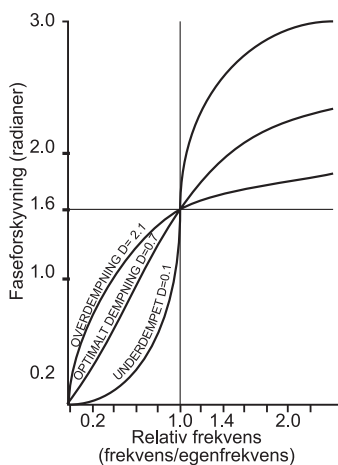


Figur 9. Virkning av dempning.

Et godt system for trykktransport skal ha en høy egenfrekvens for å kunne få med raske svingninger, og en optimal dempning, slik at det kommer minst mulig ettersvingninger og fortegning av kurven. Frekvenser særlig høyere enn systemets egenfrekvens vil ikke kunne overføres, idet de raskt blir betydelig dempet.

Når dempning ikke er optimal vil enkelte frekvenser forskyves mer i forhold til grunnfrekvensen enn andre. Dette fører til fortegning av kurven (figur 10). Fase forskyvning oppgis i radianer. De angir størrelsen av det buesegmentet impulsen er forskjøvet.

Figuren enkelt forklart: På en underdempet kurve forskyves lave frekvenser lite,



Figur 10. Faseforskyvning.

høye mye. Er kurven overdempet, forholder det seg motsatt.

## Trykkurver

Figur 11 viser normale trykkurver fra høyre og venstre hjertehalvdel.

### Atrietrykk (høyre og venstre forkammer):

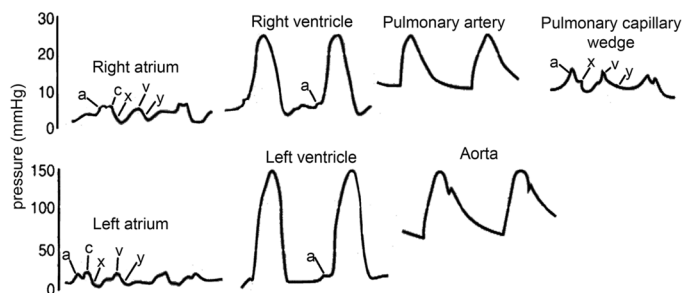
a-bølge, skyldes atriets kontraksjon (atriesystolen) og følger P bølgen i EKG

x-nedstigningen, skyldes trykkfallet under atriorelaksasjonen

c-bølge, relatert til start av ventrikkelsystolen (går som regel i ett med a-bølgen)

v-bølge, kommer ved slutten av ventrikkelsystolen og representerer atriefyllingen

y-nedstigningen, skyldes tømming av blod fra atriet til ventrikkelen



Figur 11. Normale trykkurver. (Fra Braunwald: Heart disease, Saunders 1997).

Middeltrykk normalt: Høyre atrium 5 (1 - 9) mm Hg. Venstre atrium 9 (5 - 13) mm Hg.

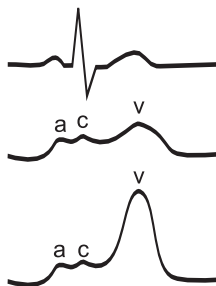
Ved atrieflimmer finnes ikke a-bølge, men det sees en jevn trykkstigning i løpet av diastolen. V-bølgen kan være sterkt markert ved tricuspidal eller mitralinsuffisiens fordi blod da strømmer tilbake til atriet under ventrikkelsystolen. Sees ofte særlig tydelig under arbeidsbelastning. (NB! høy v-bølge er ikke bevisende for at klaffeinsuffisiens foreligger. Omvendt kan den mangle tross markert mitral/trikuspidalinsuffisiens). Man kan også få en V-bølge ved høye ventrikketrykk (aortastenose eller pulmonalstenose) som gir en trykkbelastning på henholdsvis mitral og trikuspidalklaffen. Denne er mindre utalt enn ved insuffisienser Andre årsaker til markert v-bølge kan være høyt minuttvolum (for eksempel VSD), redusert ventrikkelfunksjon eller redusert atriecompliance. Pulmonal vene stenoser etter for eksempel lungeveneisolasjon kan trykkdempe V-bølge

Pulmonary closed venous, PCV - trykk (også kalt pulmonary capillary wedge trykk, PCW eller innkilt lungevenetrykk), er venstre atrietrykk registrert fra et kateter som er ført gjennom høyre ventrikkel til perifer lungearteriegren og som okkluderer denne. Trykket forplantes "baklengs" fra venstre atrium via lungevenen og lungekapillærene til kateteret. PCV trykket kommer derfor noe forsinket (50 - 70 ms) i forhold til trykket i venstre atrium Ved rett kateterposisjon skal blod fra kateterspissen ha en oksygenmetning på 95 % eller mer. Det trykket man måler i PCW stilling (pulmonary occlusive wedge pressure) er i større invasive studier vist å korrelere moderat med invasivt venstre atrie trykk. Største

feilkilde er ikke optimale trykkbølger, svingninger avhengig av respirasjon og hybrid trykk (pulmonaltrykk og wedgetrykk). Trykkene skal optimalt måles halvveis i endeespiriet eller at man midler flere målinger om pasienten har problemer med å holde pusten.

Kurvebeskrivelse og patologi: Som ved atrietrykk (figur 12)

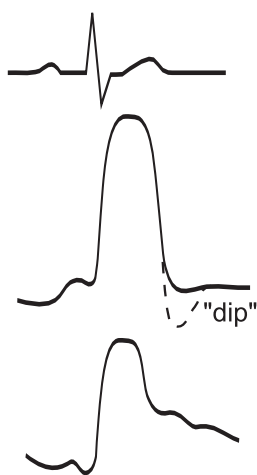




**Figur 12. PCV trykk, relatert til EKG. Nederst: Unormalt høy V-bølge.**

I praksis vil det av og til ikke være mulig å få en god PCV kurve. Kurven blir flat, med lite markerte trykksvingninger. Dette sees særlig ved lave trykk. Årsaken kan dels være stor demping på overgangen kateter/blodkar og videre i arterioler og kapillærer, dels det forhold at lungekapillærer ved lavere trykk kan kollabere fullstendig i diastolen, slik at man da ikke får noen stående væskesøyle som formidler trykket fra venstre atrium. PCV middeltrykk er imidlertid representativt for middeltrykk i venstre atrium. Kan være vanskelig hos pasienter med lungeemboli grunnet ujevn karvegg.

PCW trykk >12 - 15 defineres som sikker «venstresidig trykkøkning». PCW trykket er moderat korrelert til venstre atrietrykk, men godt korrelert med venstre ventrikkeltrykk. PCW trykk kan være normalt hos kompenserte hjertesviktpasienter



**Figur 13. Høyre ventrikkel trykk (midt) og lungearterietrykk (nederst). Stiplet: «dip-platå»**

og hos pasienter med begynnende diastolisk dysfunksjon.

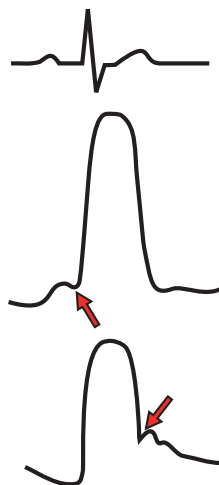
### Høyre ventrikkel trykk

Kurvebeskrivelse (figur 13): a-bølgen slår igjennom fra atriet. Normaltrykk systolisk 15 - 30 mmHg

Patologi: Tidlig diastolisk trykkfall, fulgt av et platå («dip-platå») som overgår 1/3 av totale trykkutslaget kan sees ved konstruktiv perikarditt og restriktiv kardiomyopati. OBS gradient over pulmonalklaffen.

### Lungearterietrykk

Det er som regel lettest å komme ut i høyre lungearterie. Selektiv katerisering må gjøres hos pasienter som har gjennomgått kirurgi på lungearterier og på GUCH pasienter. Normalverdi systolisk 19 (13 - 26) mmHg. Endediastolisk. 3 - 12. Normalverdier middeltrykk 13 (7 - 19) mmHg. Sikker pulmonal hypertensjon i hvile er definert som middeltrykk >25 mmHg. NB systolisk pulmonal trykk skal være lavere enn systolisk høyre ventrikkeltrykk om blodet skal renne riktig vei. Mange pasienter har en tidlig systolisk peak/spike akkurat ved åpningen av pulmonalklaffen. Denne skal ikke beregnes som topptrykk.



**Figur 14. Trykk fra venstre ventrikkel og aorta. Piler markerer endediastolisk trykk, og «dikrot notch».**

## Venstre ventrikkel trykk

Endediastolisk trykk (EDP) angir trykket ved start av ventrikkelsystole. Det er uttrykk for graden av blodfylling og for ventrikkelveggenes stivhet og ved f.eks. AI. (Jo større stivhet, jo høyere trykk for å få inn et visst væskevolum) (figur 14). Normalverdi 3 - 12 mmHg.

Valg av avlesningstidspunkt for endediastolisk trykk kan være vanskelig: Hvis det er tydelig a-bølge (atrietrykk bølge) avleses laveste punkt etter denne. Hvis ikke (f.eks. ved atrieflimmer) avleses svarende til toppen av R-bølgen i EKG. Skulle pasienten i tillegg også ha grenblokk, avleses 0,04 s (40 ms) etter start av R-bølgen. EDP er den mest presise målingen på venstre ventrikkel svikt. Mer presist en PCW. Er du i tvil om PCW i forhold til pasientens symptomer, mål EDP ved venstre kateterisering.

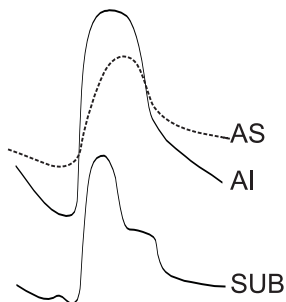
## Aortetrykk, invasivt blodtrykk

«Dikrot notch» (figur 14): Ettersvingning som skyldes elastisitet i veggen i aorta og de store arterier. (Mest uttalt hos unge). Kommer etter lukningen av aortaklaffen.

Pulstrykk: Differansen mellom systolisk og diastolisk trykk. Økt karstivhet gir økt pulstrykk, som regel rask upstroke og høyt systolisk trykk.

Patologi (figur 15): Langsom trykkstigning og lavt pulstrykk sees ved markert aortastenose. Høyt pulstrykk og lavt diastolisk trykk ved markert aortainsuffisiens.

Subaortastenose: Ved hypertrofisk obstruktiv kardiomyopati er det et utløps-hinder subaortalt i systolen ved at mitralseilene dras mot et fortykket septum i utløps-traktus. Aortetrykkkurven får en trykktopp, deretter fall til et platå.



Figur 15. Aortetrykk ved aortastenose (AS), aortainsuffisiens (AI) og subaortastenose (SUB).

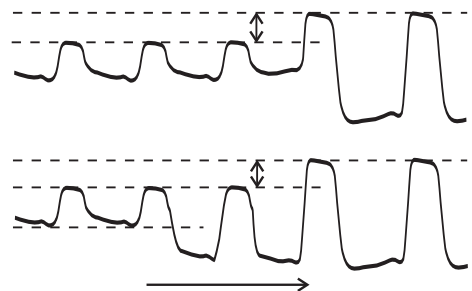
## Trykkgradienter

Trykkgradienter (trykkforskjeller) mellom hjerteavsnitt kan enten registreres ved at kateteret trekkes tilbake fra det ene avsnitt til det andre mens trykket måles og registreres kontinuerlig (uttrekkskurve), eller ved at man måler trykket samtidig i de to avsnitt på to forskjellige trykktransdukere av samme type og innstilt på samme forsterkning. Trykkkurvene skrives ut med felles grunnlinje, (eventuelt kan den ene kurven flyttes ned til den andre etterpå, ved hjelp av blåpapir, slik at grunnlinjen blir felles).

NB - trykkene må være registrert fra kateter med endehull. Trykk registrering fra kateter med samtidig sidehull kan påvirke trykk gradientene. Ved for eksempel trykk registrering i venstre ventrikkel kan man få endehulls trykk i venstre ventrikkel som påvirkes i fusjonstrykk med sidehull i aorta.

Trykkgradienten mellom venstre ventrikkel og aorta kan enten skyldes stenose i aortaklaffen eller subaortastenose, som kan være forårsaket av en membran eller muskelvalk nedenfor aortaklaffen. Forskjellen sees lett på uttrekkskurve (figur 16). Trykk gradienten måles ved differansen mellom topptrykket i venstre ventrikkel minus topptrykket i aorta. Middelgradienten måles i integralet mellom kurvenes skjæringspunkter. Trykkgradient mellom høyre ventrikkel og pulmonalarterien, pulmonalstenose registreres på tilsvarende måte. Stenosen kan her være så vel over, i, som under klaffen. Måles optimalt i sinusrytme.

For så vel aorta- som pulmonalstenoser anses en gradient på 40 - 50 mmHg i hvile å indisere operasjon. Trykk-

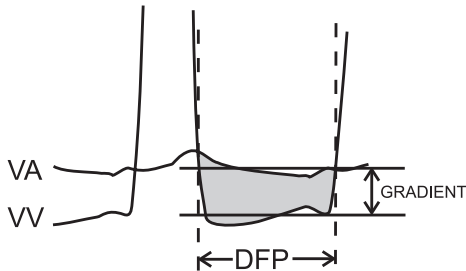


Figur 16. Uttrekkstrykk fra lungearterie til høyre ventrikkel. øverst: pulmonalklaff stenose, nederst: subvalvulær stenose

grensene er imidlertid avhengig av en ventrikkel som kan generere gode trykk.

(Se også ekkokapittelet figur 13, som illustrerer tradisjonelt forskjellige måter å angi trykkgradienter på ved henholdsvis invasive målinger og ekko/doppler registreringer)

Trykkgradient mellom venstre atrium og venstre ventrikkel, (mitralstenose) registreres vanligvis ved samtidig trykkmåling i venstre ventrikkel og PCV posisjon (figur



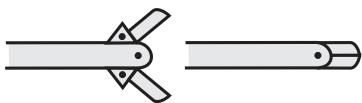
*Figur 17. Måling av trykkgradient over mitralstenose. VA = venstre atrietrykk, VV = venstre ventrikketrykk, DFP = diastolisk fylningsperiode*

17). Denne metoden kan gi noe overestimering av gradienten. Eventuelt kan venstre atrietrykk registreres ved transseptal kateterisering. Man anfører middelgradienten for hele diastolen. Diastolen defineres som den periode da venstre ventrikketrykket er lavere enn atrietrykket.

## Myokardbiopsi

Myokardbiopsi utføres på hjertetransplanterte pasienter for å se om det er tegn til avstøtningsreaksjon i det transplanterte hjerte. Biopsi kan også ha diagnostisk verdi ved enkelte sjeldne hjertelidelser som akutt myocardiitt, avleiringssykdommer, inflammatoriske lidelser med myocardafeksjon mm. Det må bare gjøres på sykehus som har adgang til rask thoraxkirurgisk intervensjon.

Man bruker en bioptom, en tang som biter av en «grynstor» vevsbit (fig 18). Det finnes mange typer, enkelte bare beregnet for myokard, andre egentlig til bruk i urinvei-



*Figur 18. Bioptom. åpen og lukket.*

ene. Det er, spesielt på hjertetransplanterte pasienter, nødvendig med streng aseptikk. Biopsi tas primært fra septum. Perforasjonsfaren er størst på pas med dilaterte tynnveggede høyre ventriklar ved at biopsi tas fra fri vegg, aksidentiell eller målrettet. Konsekvensen av perforasjon er størst på de med høye ventrikketrykk og pasienter som ikke er operert (dvs uten kardioperikardiale adheranser). Biopsi kan sendes til mikroskopi inkl elektronmikroskopi, pcr undersøkelser for å avdekke agens og vevsfarging med immunologiske markører. Diagnostisk verdi må overgå risiko.

## Metodikk

Utstyr på instrumentbord, sterilt oppdekket: En 10 ml. og to 5 ml. sprøyter. 3 opptreks-, 6 subkutan- og 1 intramuskulær kanyle. Venflon 1,4. Spiss skalpell. Bolle med 500 ml. heparinisert NaCl, ekstra skyllebolle. Tupfere og kompresser. Bioptom (ha flere i reserve). 9 F introduuser med infusjonstilgang. Dessuten trengs: Xylocain 1 %, et hetteglass Heparin, 10 ml sterilt vann. Klorhexidin sprit 0,5 %.

Pasienten i ryggeleie med overkroppen senket hvis venetrykket er lavt (ikke synlige hals vener). Hudvask. Grundig tildekking, også av hodet, som dreies 30 - 45 grader til venstre. Tekstiler holdes borte fra ansiktet med en vinkelstang.

Lokalanestesi og punksjon av vena jugularis interna høyre side (andre dype vener kan også benyttes). Innstikkspunkt svarende til laterale kant av mediale sternocleidohode, ca. 1½ cm under kjevevinkelen over clavícula, 45 graders vinkel mot huden, siktepunkt mot mamillen (evt. mer medialt). Ved høyere innstikk identifiseres venen mer overfladisk og mer medialt like under kjevevinkel, men tettere på carotis communis. Ved lavere innstikk ligger den dypere, ofte under sternocleidoideus. Ved veldig lave stikk øker risiko for pneumothorax. Jugularis externa ligger mer overfladisk og litt mer lateralt. Kan gi god backflow i sprøyte, men vanskelig å få inn mandreng. Bruk først tynn grønn nål for å anestesere og lokalisere venen. Venen identifiseres med Seldinger nål under konstant aspirasjon. Ved tydelig backflow av venøst blod med lavt trykk legges mandreng inn uten motstand. Posisjon

sikres med gjennomlysning hvis mulig. Snitt i huden med skalpell. Legg inn en introduser under røntgengjennomlysning. Siste kontroll av posisjon ved at trykk ut av introduser tilsvarer venetrykk. Hos pasienter med lavt venetrykk bør prosedyren gjennomføres med hodet ned. Dette letter innstikket og minsker fare for luft inn i systemet ved undertrykk. Pasienten legges i vater når introduser er på plass. Smarter ut i skulder ved identisering av venen tilsier for lateral posisjon. Forsiktig ved veldig medial vene som kan ved lavt innstikk ligge like ved trachea. Ved punksjon av carotis med Seldingers nål eller introduser, komprimeres hals i 5 - 10 min (avhengig av antikoagulasjon). Bioptomens åpne- og lukkemekanisme testes før bruk. Se at den har passe J-formet bøy mot spissen. Før den inn lukket, og under røntgengjennomlysning. Den er lett å styre og som regel lett å føre direkte ned i høyre ventrikkel ved at man roterer noen grader moturs. Når man er gjennom trikuspidalapparatet roteres ytterligere for å sikre septal posisjon. Ved problemer gjennom for eksempel anastomoser, bruk lang hylse som sikrer fri tilgang til midt i høyre atrie. 2 D ekkokardiografi er et godt hjelpemiddel for å være sikker på at biopsien tas fra septum og ikke fri vegg som kan være tynn (rupturfare). Når den er på plass mot veggen, vil man observere ventrikulære ekstraslag, eventuelt VT løp før man føler anslag fra ventrikkelen eller ser lett bøy på bioptomen. Trekk tilbake, åpne bioptomen. Før frem åpen, inntil anslag mot myokard, hold an litt, eventuelt roter lett. Lukk så bioptomen ordentlig slik at bioptomen skjærer av myokardbit og ikke river, og HOLD DEN LUKKET. Trekk litt tilbake, det kjennes da motstand og et lite napp (som også pasienten merker, men som ikke er ubehagelig). Merkes kraftig motstand bør man slippe. Man kan da ha tak i corda eller klaffeapparatet. Ta ut BIOPOTOMEN LUKKET, åpne og inspiser biopsien. Biopsien legges på filterpapir og holdes fuktig ved at det dryppes på saltvann. Det taes 5 - 6 biopsier, gjerne fra flere lokalisasjoner i høyre ventrikkel. Mellom hver biopsi dyppes bioptomen i heparin-

opløsning, da blod ellers koagulerer i den, og den blir ubrukelig. Når alle biopsier er tatt, føres de ved hjelp av en liten nålespiss (som da blir steril og legges tilside) over i formalinglass, eller hvis de skal til elektronmikroskopi; glutaraldehyd.

## Oppsummering/fallgruver/ motforestillinger

De forskjellige katetertyper er omtalt inkludert tilbehør som ledesonde, kraner og mellomstykker.

Innleggelse av introduser ved Seldingers teknikk er beskrevet, samt innføring av ballongkateter i høyre hjertehalvdel og det lille kretsløp uten røntgengjennomlysning. Det er også en innføring i røntgengjennomlysning og beskyttelse mot unødig stråling.

Intravaskulære trykk kan måles med væskefylte katetre tilkoblet en trykktransduser. Den mekaniske trykkkurven transporteres fra kateterspissen til trykktransduseren som overfører mekanisk trykk til elektriske impulser. Signalene blir så forsterket og registreres på en skjerm og/eller skriver. Det er flere årsaker til unøyaktige trykkmålinger ved bruk av et slikt system.

Transduser må kalibreres mot et kjent trykk. Før kateterisering innstilles et nullpunkt ved at transduser plasseres i nivå med hjertet.

For å unngå fordreining av trykkbølgen skal et godt system for trykktransport ha en høy egenfrekvens og en optimal dempning. Det er viktig at systemet blir fullstendig væskefylt og fritt for luftblærer og blodkoagler.

Artefakter kan bl.a. skyldes bevegelser av kateteret i hjertet, endetrykks-arterfakter eller mellomposisjoner som for eksempel midt mellom høyre atrie og høyre ventrikkel. Når det er diskrepans mellom de observerte data og det kliniske bildet må man lete etter feil eller artefakter i systemet.

De forskjellige trykkkurvene er beskrevet og illustrert. PCV kurven er lik trykkkurven fra venstre atrium, men er noe dempet og forsinket grunnet transmisjonen gjennom lungene. Ved mitralstenose kan PCV-trykket overestimere trykket i venstre atrium og slik gi en for høy gradient over mitralklaffen. I tillegg kan det være vanskelig å oppnå eksakt PCV- posisjon ved

mitralstenose p.g.a. pulmonal hypertensjon og dilatert høyre hjertehalvdel. Man kan da registrere et dempet lungearterietrykk som ytterligere vil overestimere mitralstenosen.

Til slutt i kapitelet er det redegjort for metoden for myokardbiopsi.

### Litteratur:

1. Yang S S et al. From cardiac catheterization data to hemodynamic parameters. Philadelphia: F A Davis. 1978
2. Grossman W. Cardiac catheterization and angiography. Philadelphia: Lea & Fibiger, 1980.
3. WHO/ISFC task force on haemodynamics. Circulatory variables measured by invasive techniques. Eur Heart J 1985; Supplement C.
4. Baim D og Grossmann W. Cardiac catheterization, Angiography and Intervention. 1996
5. Nishimura et al. Circulation 2012;125. 2138
6. Statens strålevern
7. [http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=Center\\_6304&CenterAndRig ht\\_6254=6304:0:15,4970:1:0:0:::0:0&Center\\_6304=6312:80096::1:6322:3:::0:0](http://www.nrpa.no/eway/default.aspx?pid=239&trg=Center_6304&CenterAndRig ht_6254=6304:0:15,4970:1:0:0:::0:0&Center_6304=6312:80096::1:6322:3:::0:0)