

17. En del noninvasive metoder

Helge Grendahl

17.1. Stetoskop

Stetoskopet består av et bryststykke med en trakt, eventuelt dekket med en membran. Et y-formet slangesystem som er koblet til to metallrør. Disse ender i to ørepropper. Slinger og metallrør holdes på plass av en fjærende metallbøyle.

Følgende krav stilles til et godt stetoskop: Trakten bør ha et tverrmål på 2.5 - 3 cm. (den skal dekke ett intercostalrom). Den skal være så dyp at den ikke blir obliterert av subkutant vev når den brukes, med andre ord: lydoppsamleren skal være et lukket luftrom. Trakten skal slutte tett om huden, og kan derfor ha en rand av gummi eller mykplast. Selve trakten skal være hard. En membran skal ha et tverrmål på ca 4 cm. Den skal ha en viss stivhet, og bør derfor ha en tykkelse på 0,3 - 0,4 mm. Luftrommet bak membranen trenger ikke være særlig dypt (få mm.) Rundt randen av membranen bør det være en gummipute for å få tett tilslutning til huden. Ofte er trakt og membran montert sammen på et dreibart feste slik at man kan velge hvilken man vil bruke.

Slangene og metallrørene skal sikre god lyd kvalitet frem til øret. Lyd kvaliteten kan karakteriseres ved styrke, tonehøyde (frekvens) og harmoni (se side 30, transport av trykk kurver). Slangen må være relativt stiv (lav compliance), men samtidig bøyelig. Tverrmålet må ikke være for lite, optimalt ca 0.4 cm, og lengden ca 35 - 45 cm. For lite tverrmål og for stor lengde gir tap i lyd styrke. For stort tverrmål gir for stort indre luftvolum og dette fører til endret lyd kvalitet med bl.a. svekkelse av høye toner.

Metallfjæren skal være passe stiv slik at øreproppene slutter godt an mot øregangene uten å være ubehagelige.

Øreproppene skal være store nok til å dekke ytre øregang tett. (Lekkasje gir lyd-tap). For små propper vil trenge inn i øregangen og gi smerte. Proppene skal være vinklet til å stå i øregangens lengderetning. (på et «personlig» stetoskop kan man evt. prøve å bøye metallrørene litt for å få dette til)

Auskultasjon er en stor klinisk disiplin som ikke skal omtales her. Dog skal anføres at det i praksis aller viktigste er å unngå luftlekkasje, dette både på brystet, og spesielt ved øreproppene. Forskjellen mellom membran og trakt avhenger antagelig av design og bruksmåte. Enkelte foretrekker membran ved auskultasjon av lavfrekvente, andre av høyfrekvente lyder. Hvis en trakt presses hardt mot huden, vil huden strammes og fungere som membran og funksjonen påvirkes tilsvarende.

I mangel av stetoskop kan man legge det ene øret mot pasientens hud og lytte direkte. Er pasienten særlig skittenferdig, kan man eventuelt legge et tøyestykke i mellom (lytteduk).

17.2. Fonokardiografi

Registrering av hjertetoner på papir ved hjelp av mikrofon og EKG apparat. Utføres som regel samtidig med EKG registrering, ekkokardiografi eller ekstern pulsregistrering. Man får frem tidsrelasjonene mellom hjertetoner (dvs. klaffebevegelser), bilyder og hjertets mekaniske og elektrisk aktivitet. Metoden er nå, etter at man har fått Doppler/ekkokardiografi mindre aktuell. Ofte velegnet ved undervisning og demonstrasjon. Omtales her meget kort.

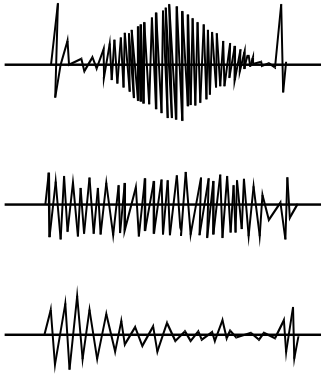
17.2.1. Utstyr

Transduser som holdes mot huden eller festes med tape. EKG apparat eller ekkoapparat med fonoforsterker. Forsterkeren har filtre slik at den selektivt kan forsterke frekvenser fra ca. 25 Hz, som ligger under høre grensen, og opp til ca. 1000 Hz. Fonokardiogram skrives ut sammen med EKG (figur 1).

17.2.2. Utførelse

Fonokardiogram tas ofte fra standard posisjoner:

Aortatoner fåes best fra 2. høyre intercostalrom (ICR) ved høyre sternalrand. Tricuspidaltoner fra 4. venstre ICR ved venstre sternalrand og mitraltoner over apex svarende til spissstøtet. Man kan også registrere fra det



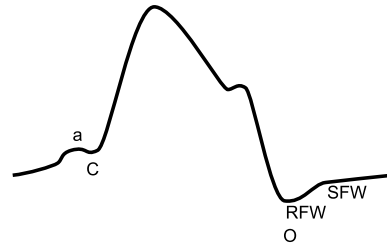
Figur 1. En del karakteristiske fonokardiografifunn: **Øverst:** Aortastenose. Systolisk, høyfrekvent, ruterform. Jo senere maksimum, dess større trykkgradient. **Midten:** Mitralinsuffisiens. Systolisk, jevnt volum. **Nederst:** Mitralstenose. Diastolisk, lavfrekvent, avtagende evt. med ny topp etter P-bølgen.

punkt der en hjertetone eller bilyd høres best. Det bør brukes flere kanaler med forskjellige filtre. På enkelte vil høyfrekvente toner (f.eks. aortainsuffisiens) komme best frem, på andre lavfrekvente (f.eks. mitralstenose). For hver kanal må forsterkningen justeres til man får passe kurveutslag. Ved fonokardiografi får man ikke frem andre hjertelyder enn dem som også kan høres med stetoskopet. De lave frekvenser kommer spesielt godt frem, også vibrasjoner som best kan føles med hånden, «fremissement».

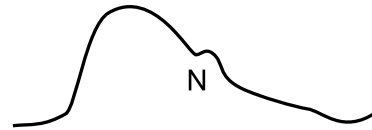
Videre kan nevnes: Første og andre hjertetone er begge høyfrekvente. Andre tone er normalt spaltet i en pulmonal- og en aortadel. Dette er mest uttalt i inspirasjon. Ved atrieseptumdefekt er spaltningen uttalt og konstant. Systolisk klikk: Høyfrekvent, kortvarig, ved mitralprolaps. Tredje tone: Lavfrekvent, tidlig diastolisk. Relatert til fylling av venstre ventrikel. Fjerde tone: Lavfrekvent, sendiastolisk, etter atriesystolen.

17.3. Ekstern pulsregistrering

Registrering av meddelt puls fra hjerte og store kar til huden på bryst eller hals: **Apexkardiografi:** Registrering av hjertets spissstøt (figur 2). **Carotispuls:** Registrering av arteriepulsen over arteria carotis på halsen (figur 3). **Jugularispuls:** Registrering av venepulsen over vena jugularis interna nedad på halsen.



Figur 2. Apexkardiogram. a = a bølge, viser atriekontraksjonen. RFW = rapid filling wave, SFW = slow filling wave. Disse viser venstre ventrikkeldiastoliske fylling. C og O er målepunkt resp. før og etter ventrikkelsystolen.



Figur 3. Carotispuls. N = dikrot-notch, svarer til aortaklaffens lukning.

Metoden benyttes nå lite og er i det vesentlige erstattet av ekkokardiografi.

17.3.1. Utstyr

En pickup forbundet med en slange til transduser. Transduser kobles til spesialforsterker i et EKG- eller ekkoapparat. Pickupen kan være klokkeformet og holdes da med hånden. Klokkeformede pickuper brukes mest på halsen. Flat pickup festes med tape eller gumribånd. På enkelte system kan man gjennom samme pickup registrere både ekstern puls og fonokardiografi samtidig.

17.3.2. Utførelse

Det er helt vesentlig at denne gjøres korrekt for å få representative registreringer. Apexkardiografi gjøres i venstre sideleie. Transducer må legges eksakt over impulsmaksimum som må palperes ut på forhånd, pickupen må ligge godt an mot huden men ikke presses for hardt. Det kreves øvelse for å få gode registreringer.

17.4. Systoliske tidsintervaller

Den tid (de tidsintervall) som går med til de forskjellige faser av en venstre ventrikkel kontraksjonssyklus vil avhenge av flere faktorer. De avtar med økende hjertefrekvens (de

er relatert til det umiddelbart forutgående R-R intervall) og de er relatert til alder. De kan brukes som et mål på hjertets pumpefunksjon og vil i så henseende påvirkes av sympatikus/parasimpatikustonus, medikamenter, patologiske tilstander, og hjertets diastoliske fylning (preload).

Systoliske tidsintervall har vært lite benyttet i praktisk klinikk. Målingene foretas på noninvasive registreringer. Det vil si: EKG, Ekko- og Dopplerkardiografi, fonokardiografi og ekstern pulsregistrering (de to siste avløses nå stort sett av ekko og Doppler). De kan også måles ut på transthorakale impedansmålinger.

Registreringer som brukes til beregning av systoliske tidsintervall bør, hvis målingen gjøres manuelt, kjøres med en papirhastighet på 100 mm/s. Målefeil blir da ca. 5 ms.

Er hjerteaksjonen uregelmessig må det korrigeres for dette ved å ta gjennomsnitt av mange målinger. Av de mest alminnelige målinger skal nevnes:

PEP. Preejeksjons perioden, dvs. tiden fra start av elektrisk aktivering til åpning av aortaklaffene. Den består av: Elektromekanisk delay (som er tid fra start QRS til start ventrikkelkontraksjon), varighet ca. 30-40 ms, og IVCT.

IVCT. Isovolumetrisk kontraksjonstid, som er den tid venstre ventrikkel kontraherer seg før aortaklaffene åpnes.

LVET. (left ventricle ejection time), venstre ventrikkels tømningstid. Målepunkt: Ved hjelp av EKG og fonokardiografi måles Q-S2, tiden fra start QRS til start 2. hjertetone. LVET måles

ut på en ekstern carotispulsregistrering, fra start utslag til bunnen av den dikrote «notch». (figur 4). PEP vil bli Q-S2 minus LVET.

På M-mode ekko vil LVET måles ut fra tiden mellom aortaklaffens åpning og lukning.

PEP index ($PEP + 0,4 \times HR$) 132 ± 20 .

PEP øker ved: myokardsvikt, negativ inotropi, fallende preload, venstre grenblokk. Den faller ved: positiv inotropi, økende preload, aortaklafflidelser. (HR =hjerterefrekvens).

LVET index ($LVET + 1,7 \times HR$) 415 ± 20 .

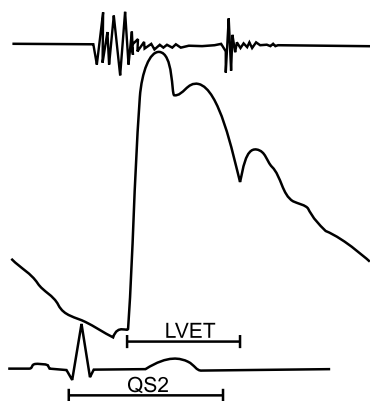
LVET øker ved aortaklafflidelser. Den faller ved myokardsvikt, fallende preload og såvel positiv som negativ inotropi.

Forholdet PEP/LVET gir ofte mer informasjon enn disse to parametre hver for seg. Det er normalt $0,35 \pm 0,08$.

IVRT. Isovolumetrisk relaksasjonstid, den tid det tar for tensjonen i venstre ventrikkels vegg å falle til minimum etter at aortaklaffen er lukket.

Ved utmåling brukes M-mode ekkokardiografi. IVR vil si tidsintervallet fra aortaklaffens lukning til mitralklaffens åpning. Da disse to ikke kan avleses fra samme transducerposisjon, må man ta to avlesninger, og på begge disse måle tiden til et fast referansepunkt, start av 2. aortatone på fonokardiogram (start QRS på EKG kan også brukes). Vanligst måles dette tidsintervallet i dag med Ekko/Dopplerteknikk med målepunkt på fremre mitralseil der aortaklaffens lukking og mitralklaffens åpning vanligvis fanges godt opp i samme registrering.

IVRT gir uttrykk for myokards funksjon i relaksasjonsfasen.



$$PEP = QS2 - LVET$$

Figur 4. Systoliske tidsintervall

17.5. Intrathorakal impedansmåling.

Elektrisk impedans over thorax (dvs: motstand mot strømpassasje) vil avhenge blant annet av mengden av blod og luft i thorax.

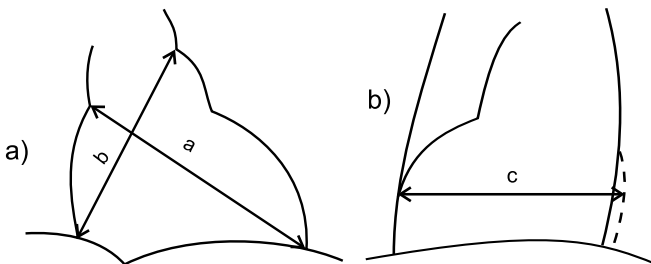
Blodmengden vil variere synkront med hjerteaktiviteten. Blod strømmer til i diastole, pumpes ut i systole. Når thoraximpedans måles fra hudelektroder på brystkassen kan man registrere hjertets slagvolum og minuttvolum. De absolutte verdier man måler er upålitelige, men variasjoner hos den enkelte pasient kan følges temmelig nøyaktig og metoden kan derfor brukes til å monitorere enkeltpasienter. (ble brukt på astronauter i 1960-årene). Man kan også få

registrert systoliske tidsintervall. Registrert fra intrakardiale pacemaker elektroder kan impedansmålinger brukes til å styre frekvensvariable pacemakere.

17.6. Hjerterevolum /ejeksjonsfraksjon

Absolutt og relativt hjerterevolum kan måles ut på et røntgenbilde av hjertet. Bildet taes i inspirasjon med pasienten stående, armene løftet og med 2 m avstand fra røntgenrøret til filmen. Volumet beregnes ut fra akser målt på front- og sidebilde (figur 5). Mulige målefeil kan være forårsaket av fettpute i apexregionen som feilaktig inkluderes i hjertemålene, apex kan være dekket av diafragma, hjertets bakre begrensning kan være vanskelig å definere. Systole/diastole kan gi en feil opptil slagvolumet. Lokaliserte volumforandringer, f.eks. aneurysme etter hjerteinfarkt, vil ofte ikke komme frem på rtg. Kroppsoverflaten avleses ut fra Du Bois nomogram (DuBois & DuBois: Arch int med 1916;17:863 - også gjengitt i Geigy Scientific tables) (Høyde og vekt må måles). Relativt hjerterevolum er lik absolutt hjerterevolum dividert med kroppsoverflaten. Avgrensning av verdier for henholdsvis normal, grensesone, patologi er: menn: 500 - 550 ml/m, kvinner: 450 - 500 ml/m.

Venstre ventrikkels ejeksjonsfraksjon (EF) vil si graden av tømning i en systole, regnet ut fra maksimal diastolisk fylling. Volum beregnes i endesystole og endediastole. Endesystolisk volum betegnes ofte som residualvolum (RV).



Figur 5. Mål for å beregne hjerterevolum ut fra rtg. cor.

a: Fra overgangen høyre atrium / vena cava sup. til apex.

b: Fra vinkelen diafragma / hø. hjertekontur til overgangen venstre atrium / vena cava sup. (Skal helst være loddrett på a).

c: Sidebilde, horisontal linje fra vinkelen sternum/hjertekontur til bakre hjertekontur.

$Volum = a \times b \times c \times 0.4$

$$EF = \frac{V_{diast} - V_{syst}}{V_{diast}}$$

og oppgis i prosent.

EF kan beregnes ut fra venstre ventrikkel angiografi. Enklest gjøres dette ved å måle ut største lang- og tverrakse på kontrastbildet i henholdsvis endediastole og endesystole.

Hvis man oppfatter disse volum som ellipsoider, vil

Denne forenklede beregning tar ikke hensyn til lokaliserte utbuktninger (aneurismer). Den må benyttes ved regelmessig hjerteaksjon i det ventrikkelkontraksjoner etter lang forutgående pause (postekstrasytose) vil ha uforholdsmessig stor tønningsgrad. Mer nøyaktig kan man få det ut fra planigrافي av kontrastareal i endesystole og endediastole og beregning av volumer ut fra dette. Det lar seg også gjøre å beregne ejeksjonsfraksjon i enkelte sektorer av hjertet.

Ejeksjonsfraksjon kan også beregnes ved isotopundersøkelser av hjertet, både for hele venstre ventrikkel (global) og for sektorer (lokal). Denne metode er mer nøyaktig fordi det totale volum av venstre ventrikkel måles ut fra avgitt stråledose. Det tas gjennomsnitt av en rekke målinger over mange hjertesykler. Feilkilder vil være uregelmessig hjerteaksjon. Det må dessuten korrigeres for stråling avgitt fra venstre atrium (se kapittel om nukleærmedisinske metoder).

Vanligvis vil man i dag benyttes ekkokardiografi for å rutinemessig bestemme ejeksjonsfraksjon og hjertestørrelse (se kapittelet om Ekko/Doppler).

17.7. Blodtrykksmåling

Den tradisjonelle metode ved ublodig blodtrykksmåling går ut på å komprimere arterien på en arm (eller et ben) ved hjelp av en luftfylt mansjett som legges rundt armen og blåses opp. Mansjett-trykket avleses enten på et manometer eller mot en kvikksølv søyle.

17.7.1. Auskultatorisk metode

(Korotkoffs lyder). Systolisk blodtrykk registreres idet mansjett-trykket er sunket så lavt at noe blod kan passere i systole. Ved auskultasjon over arterien perifert for mansjetten vil man høre karsus idet blodet begynner å passere. Når mansjett-trykket senkes videre, høres en smellende lyd for hvert pulsslug fordi arterien åpnes under systole og klemmes helt igjen i diastole. Diastolisk blodtrykk registreres idet noe blod begynner å passere også i diastole. Den smellende lyd forandrer da karakter og forsvinner.

Feilkilder ved målingen kan være: Trykfall fra mansjetten til arterien fordi underhudsvevet må komprimeres. Dette kan være betydelig ved måling på tykke ekstremiteter. Feil kalibrert apparat. Feil dimensjonert mansjett. En smal mansjett krever høyere trykk for å komprimere arterien og vil derfor gi for høye avlesninger. Man kan velge mellom barnemansjetter (4 stk. fra 2,5 til 9 cm.). Voksen mansjett (standard 12 cm og bred 15 cm, lårmansjett 18 cm). Mansjettbredden bør være minst 40 % av ekstremitetens omkrets og lengden av luftfylte del minst halvparten av omkretsen. Skal avlesning være ekstremt nøyaktig bør ikke mansjett-trykket falle med mere enn 2 mmHg pr. pulsslug. Man må også ta hensyn til variasjoner ved respirasjonen. Det kan ofte være vanskelig å finne eksakt når lyden opphører ved måling av diastolisk blodtrykk. Enkelte ganger kan også lyden forsvinne, for så å komme igjen når trykket i mansjetten senkes ytterligere. Dette «tause intervall» kan føre til at man «mister» det diastoliske trykk, fordi man stopper alt for tidlig.

Tilsvarende kan skje på vei oppover, hvis oppblåsningen stoppes for tidlig.

Ved palpatorisk metode kjenner man etter pulsen i en arterie perifert for mansjetten. Systolisk trykk avleses når man kjenner pulsen komme (ved fallende mansjett-trykk) eller forsvinne (ved stigende mansjett-trykk). Ved auskultatorisk metode måler man det høyeste trykk i systole og det laveste i diastole. Palpatorisk måles det systoliske trykk når det passerer så meget blod i arterien at det gir følbar perifer puls. Tallverdiene er således ikke direkte sammenlignbare.

Ublodig automatisk blodtrykksregistrering. Pasienten har en blodtrykksmansjett på overarmen. (NB: korrekt dimensjon). Denne pumpes opp automatisk med regelmessige mellomrom. (Intervaller kortere enn ca. 5 min. vil i lengden føles ubehagelig for pasienten). Blodtrykket avleses automatisk av apparatet som enten kan være knyttet til en senge-enhet som ekstra modul eller det kan være en selvstendig enhet. Det finnes flere metoder:

17.7.2. Oscillometrisk metode

(Oscillometri: måling av raske svingninger). Den virker på følgende måte: Så lenge mansjett-trykket er høyere enn systolisk blodtrykk, vil intet blod passere arterien. Pulsbølgen vil slå an mot mansjettens overkant og sette denne i regelmessige svingninger. Straks mansjett-trykket faller, slik at blod begynner å gå gjennom arterien, vil utslaget på svingningene øke. Systolisk blodtrykk avleses. Variasjonene i arteriens volum, og dermed også oscilleringene i mansjett-trykket, vil være størst svarende til middeltrykk. Når diastolisk trykk nås, vil svingningene igjen bli jevnstore. Avlesningene krever ganske avansert elektronikk De avleste verdier vil kunne variere noe (opptil 10 %) fra et apparat til et annet. Man må derfor ikke ta de avleste verdier helt absolutt. Variasjoner i trykk på samme pasient fulgt med samme apparat, kommer imidlertid godt frem. Ved lave systoliske trykk er registreringen mindre pålitelig og intra-arterielle målinger å foretrekke.

Auskultatorisk metode

Stetoskopet over arterien er erstattet av en mikrofon som registrerer Korotkoffs lyd. Etter oppblåsning av mansjetten vil lydregistreringen bli trigget av et EKG signal og timet til dette.

17.7.3. Ambulatorisk 24 timers blodtrykksmåling

Her benytter en batteridrevet bærbar båndspiller med funksjonstid 1-2 døgn, avhengig av batterikapasitet og pasientens blodtrykk (ved høyt trykk krever mansjettopplåsning mer energi). Vekt ca 350-500 g. Kapasitet ca. 300 blodtrykksregistreringer. Det finnes en rekke modeller. Trykkene måles med auskultatorisk eller oscillometrisk metode. Målingene

kommer med regelmessige tidsintervall som forhåndsprogrammeres, men pasienten kan også selv utløse en blodtrykksmåling. Det kan, om ønskes, settes inn et varsel om at måling påbegynnes, slik at pasienten da kan holde armen i ro. Hastigheten for trykkreduksjonen i blodtrykksmansjetten (f.eks. mellom 2 og 6 mmHg pr. sekund) kan forhåndsprogrammeres. Rapporten gir systolisk, diastolisk og middel blodtrykk i tall og på trend-kurve.

Hjemmeblodtrykksmåling vil ganske enkelt si at pasienten anskaffer seg et blodtrykksapparat og lærer å måle blodtrykket selv. En rimelig og effektiv blodtrykkskontroll for egnede pasienter. Det er viktig at pasientens apparat sammenlignes med legens.

17.8. Pletysmografi

Metode for registrering av volumendringer i en legemsdel, enten som følge av pulsslag, eller ved temporær obstruksjon. Presenteres som kurve.

Brukes innen kardiologien for å måle variasjoner i blodgjennomstrømming.

17.8.1. Utstyr

Pletysmograf, det finnes mange typer:

Vannpletysmograf, basert på fortrengning av vann.

Luftpletysmograf, basert på fortrengning av luft.

“**Strain gauge**” (strekkmåler) pletysmograf.

Den opprinnelige strain gauge er en elastisk slange fylt med kvikksølv. Når slangen strekkes endres den elektriske motstand fordi kvikksølv søylen blir tynnere og lenger.

Impedanspletysmograf. Den elektriske impedans i en legemsdel varierer med blodfylden.

Fingerpletysmografi Fingergjennomblødning måles ved ultralyd eller infrarødt lys (pulsoksymetri)

17.8.2. Metoder

Pulsanalyse. Variasjon i utslag og form av puls bølge registreres og skrives ut. Aktuell ved vurdering av perifer arteriell okklusjon, sympatikustonus, reaktiv hyperemi.

Blod flow. Venøs okklusjonspletysmografi registrer volumøkning (circumferens) etter en temporær venøs okklusjon og volumreduksjon når den slippes opp igjen. (respektive arteriell og venøs blodfløde).

Fingerpletysmografi Fingergjennomblødning måles ved ultralyd eller infrarødt lys.

17.8.3. Indikasjon innen kardiologien

Non-invasiv blodtrykksmåling, ved for eks. tilt-testing. Vesentlig forskning, medikamentutprøving.

17.9. Litteratur:

La Tuthill G, Willits S. Practical guide to noninvasive cardiology. Hefte. Siemens Elema.

Lewis R. et al. A critical review of the systolic time intervals. Circulation 1977;56:146-58

Barnes RW. Noninvasive diagnostic techniques in peripheral vascular disease. Amer Heart J 1979; 97: 241-57

Woltzer HH. et al. The technique of impedance cardiography. Eur Heart J. 1997;18:1396-1403.