

14. Ekko/Doppler: Kardiologisk ultralyddiagnostikk

Gunnar Smith, Stein Samstad og Helge Grendahl

Ultralyd kan brukes til å fremskaffe informasjon om hjertets anatomi, bevegelse og hemodynamikk.

En kardiologisk ultralydmaskin består i hovedtrekk av

- en transduser som sender og mottar lyd-bølger
- en elektronisk enhet som styrer signalene som sendes ut og bearbeider signalene som mottas
- et kontrollpanel
- en monitor som viser informasjonen
- ulike registreringsmedier som lagrer den ferdige informasjonen (videoopptaker, skriver, kamera, datalager/datanettverk)

14.1 Generelt

14.1.1 Transduseren

Hoveddelen i en transduser er et piezzo-elektrisk (trykk-elektrisk) element. Det forandrer form når det utsettes for et elektromagnetisk felt, og det leverer elektrisk strøm når det utsettes for mekanisk kraft. Hver enkelt transduser har et optimalt svingetall avhengig av elementets oppbygning og tykkelse. Dette svingetallet gir best effekt ved sending og størst følsomhet ved mottak. Elementet aktiveres av et fåtall raske elektriske impulser og leverer et kortvarig signal, varighet få millisekunder. De øvrige ca. 99 % av en repetisjonsperiode fungerer transduser som mottager.

En transduser kan bestå av ett enkelt element eller av mange montert sammen til en enhet. Utformingen gjør at det vesentlige av lyden sendes rett fremover, som en stråle.

14.1.2 Ultralydstrålen

En transduser sender en lydstråle inn i kroppen.

Lyden reflekteres og gir ekko fra de strukturer den treffer på sin vei. Ekko registreres av

transduser, behandles elektronisk og brukes til å danne et bilde.

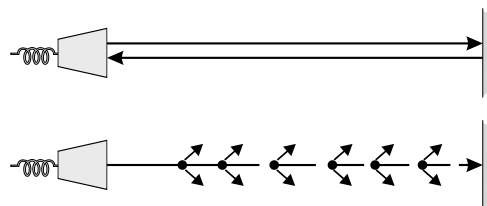
For å kunne forstå og bedømme ekko-kardiografi er det helt nødvendig å ha klart for seg ultralydstrålens egenskaper og svakheter.

Ultralydstrålen går gjennom vev med en hastighet på ca. 1540 m/s. Den mister energi på grunn av absorpsjon og spredning, og vil raskt avta i intensitet. Halveringsdistansen, den distansen lyden går før energien er halvert, er for blod 15 cm, bløtdeler 1 - 5 cm, muskel 0,6 - 1 cm, ben 0,2 - 0,7 cm og lunge 0,05 cm. Ben, lunge og luftlommer virker derfor i praksis som en barriere for ultralyd.

Strålen har longitudinelle svingninger (trykkbølger) med en svingningshastighet, frekvens, fra 1,5 til 7,5 MHz (mega Hertz = millioner svingninger pr. sekund). Jo høyere frekvensen er, jo kortere trenger lydstrålen inn i vevet. Det er derfor ikke praktisk å bruke høy frekvens når interesseområdet er i stor avstand fra transduser.

Fysiske forhold bestemmer at et objekts størrelse må være minst 1/4 bølgelengde for å gi ekko. Jo høyere frekvensen er, jo kortere er bølgelengden, hvis forplantningshastigheten er konstant. Det betyr at høyfrekvente bølger kan gjengi ekko fra mindre objekter enn lavfrekvente. Altså er det ønskelig med høyest mulig frekvens for å få best mulig bildeoppløsning.

De to forholdene er derfor motstridende og man må velge et kompromiss. Som regel er det



*Figur 1. Ultralydstråle. Spredning.
Øverst: Frittløpende ultralydstråle.
Nederst: Spredning av ultralydstråle.*

praktisk med 2,5 - 3,75 MHz ved undersøkelse av voksne. Ved å utnytte overtonene i lydsignalet ("second harmonic") slik at man lytter på den dobbelte frekvensen av den man sender ut, får man bedre penetrasjon og bedre oppløsning. Man kan f.eks. få et 2,5MHz element til å sende med frekvens 1,7 MHz og lytte etter signaler med frekvens 3,5MHz. For undersøkelse av barn benyttes 3,5 MHz - 5 MHz. Ved undersøkelse av nyfødte og premature kan man også forsøke med 7 MHz.

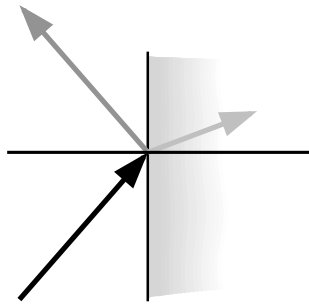
Ultralydstrålen følger de samme lover for bryting og refleksjon som lys. Den reflekteres, gir ekko, når den passerer fra ett medium til et annet. Dette kan være f.eks. fra blod til karvegg eller i overgang mellom vev av forskjellig konsistens, f.eks. fra fett til bindevev. Ekko blir kraftigere jo større forskjell det er i tetthet mellom de to vev. Ekko er spesielt tydelig når overgangen er distinkt, som et jevnt plan.

I likhet med alle andre bølger, vil også lydbølger brytes, avbøyes, når de passerer små partikler, hjørner mm. Lydbølgen vil på denne måten spres. Tendensen til spredning avhenger av bølgelengden. Kortbølgede signaler har liten spredning og går rett frem som stråler. Det gjelder også ultralyd.

Mengden energi som kastes tilbake til utgangspunktet, reflekteres, vil også avhenge av vinkelen mellom lydstrålen og det vev den treffer. Ekko er kraftigst når flaten ligger vinkelrett på. Treffer lydbølgen en skrå flate, vil det meste av energien reflekteres i en annen retning og ikke treffe senderen. Når noe ekko når tilbake til transduser fra et skråplan skyldes det at vevsoverflaten aldri vil være helt plan. En del ekko fra ujevnhetene vil derfor ha retning tilbake mot transduser. Treffes et skråplan vil noe lyd også gå videre inn i vevet, men lydstrålen som går videre avbøyes.

Noe ekko vil kastes frem og tilbake mellom ekkogivende strukturer, som gjenklang i et

rom, "gjenklangsekko" (reverberasjoner). De kan forårsake artefakter.

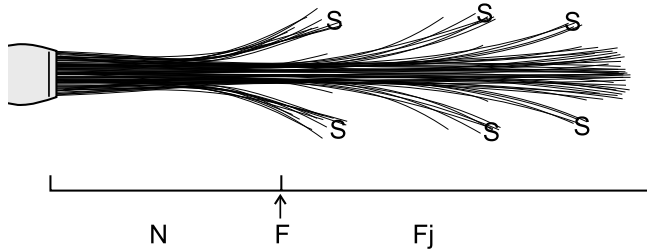


Figur 2. Ultralydstråle mot skråplan. Refleksjon og bryting.

Den ideelle ultralydstrålen ville være smal rettlinjet og jevntykk, slik som laserstråler. Forplantning av lyd skjer dessverre ikke slik. Den er parallell et stykke, nærfelt, og spres deretter i et fjernfelt. Nærfeltets lengde tiltar med transdusers radius og med lydstrålens frekvens. Lydintensiteten er sterkest i strålens sentrum og avtar gradvis utover. Strålebredden oppgis vanligvis til der intensiteten er falt til det halve. Strålebredden er av ves-

sentlig betydning for oppløseligheten, evnen til å skille små strukturer fra hverandre. Denne er bedre, jo smalere stråle (figur 3).

Transduser skal sende ultralyd rett frem, som en stråle. Noe lyd vil imidlertid også gå i skråretninger og passere ut over siden av lydstrålen, "side lobes". De vil kunne forårsake artefakter i registreringer (figur 3).

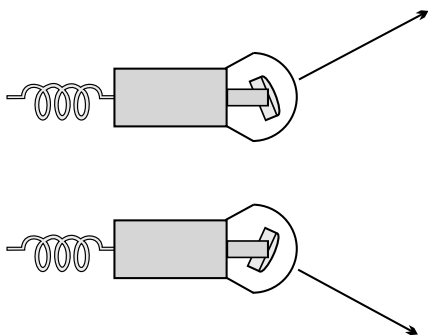


Figur 3. Ultralydstråle.

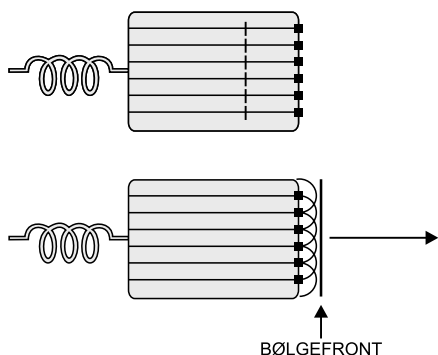
(T = transduser, N = nærfelt, F = fokus, Fj = fjernfelt, S = side-lobe)

Ekkonstrålen kan fokuseres, samles mot ett eller to punkter. For transduser med ett element skjer dette med akustiske linser. Har transduser flere elementer som sammen danner lydbølgene skjer fokuseringen ved elektronisk styring av den rekkefølgen elementene avfyres i og reguleringen av tidsforsinkelsen til hvert element. Ved "Phased array" er elementene montert ved siden av hverandre. Ved "Annular array" er 3 - 5 elementer montert som smultringer utenpå hverandre.

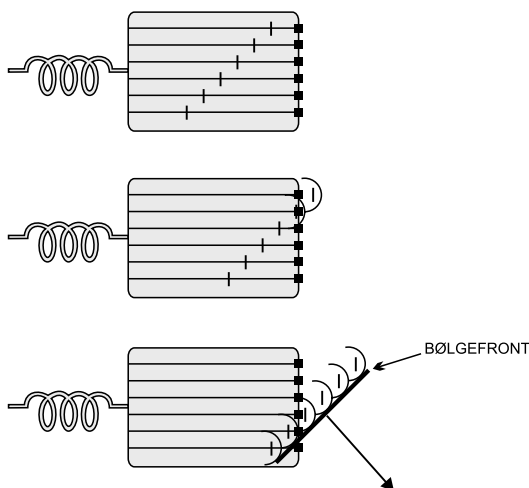
Retningen på strålen kan varieres. Ved enkle transduser med ett element styres strålen mekanisk, dvs. at elementet rettes i riktig retning av en mekanisk styring (figur 4). Ved



Figur 4. Styring av lydstrålen. Mekanisk scanner. Retningen av lydstrålen styres ved at krystallet beveges.



Figur 5 a. Styring av lydstrålen. Phased array. Lydstrålen styres ved at bølgefrontens retning endres. Alle impulsene når krystallene samtidig. Felles bølgefront går rett forover.



Figur 5 b. Impulsene sendes til krystallene med ulik tidsforsinkelse. Felles bølgefront styres ut til siden.

annular array skjer denne styringen på samme måte. Transdusere med phased array har ikke bevegelige elementer, fordi stråleretningen bestemmes av rekkefølge og tidsforsinkelse i avfiringen av hvert enkelt element som transduseren er sammensatt av. Phased array transdusere er vanligst i bruk for ekkokardiografi.

14.2 Bearbeiding av ekko

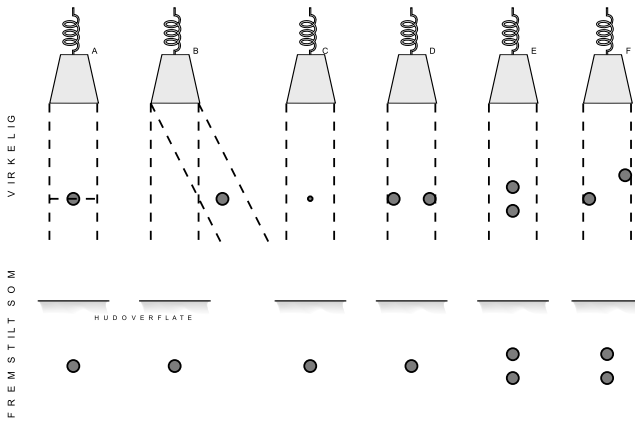
Når transduser har sendt ut en impuls i en bestemt retning, ”lytter” den for å finne ut om noe ekko blir reflektert fra den bestemte linjen. Transduser definerer alle innkomne ekko som refleksjoner fra objekter langs denne linjen. Maskinen angir avstanden til objektet på grunnlag av tiden som går fra impulsen blir sendt til den mottas, dvs den regner ut hvor langt impulsen har gått. Hvor impulsen har gått tas det ikke hensyn til. Dette kan gi tolkningsproblemer:

14.2.1

Retningsbestemmelse

Dersom det skulle dukke opp ultralydimpulser fra kilder som befinner seg i en annen retning f.eks. fra ”side-lobes” som går skrått ut, eller hvis strålen reflekteres på sin vei av en skrå flate, vil maskinen fremstille impulsene som om de kommer fra objekter i utsendelsesretningen. Om objektet ligger midt i stråleretningen eller i kanten, kan heller ikke maskinen skille. F.eks. vil et lite hull bare kunne vises som et hull dersom lydstrålen kan passere uhindret gjennom uten å treffe kanten. Evnen til å skille to objekter som ligger ved siden av hverandre kalles lateraloppløsning og handler om hvor smal strålen kan gjøres.

En bred lydstråle har altså dårlig lateraloppløsning, en smal fokusert stråle har god lateraloppløsning. Lateraloppløsningen er best i fokusavstanden, bra i nærfeltet og dårligere jo lengre ut i fjernfeltet man kommer. Dersom to objekter ligger tett ved siden av hverandre vil maskinen oppfatte dem som et sammenhengende objekt. Ligger to objekter bak hverandre, men litt forskjøvet, vil maskinen oppfatte den som å ligge på linje dersom lydstrålen treffer begge. (Figur 6)



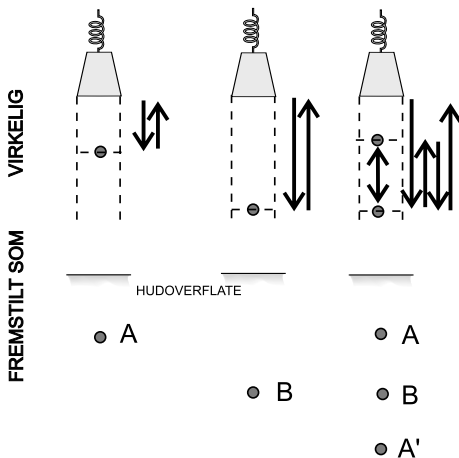
Figur 6. Lateraloppløsning. A: korrekt ekkogjengivelse, B: sidelobe, C: svak ekkokilde, D: to ekkokilder, E: to ekkokilder like bak hverandre, F: to ekkokilder på skrått bak hverandre.

14.2.2

Avstandsbestemmelse

Prinsippet for ultralydundersøkelsene bygger på at lyd hastigheten i vev er kjent (ca 1540 m/s). Avstand blir beregnet ut fra tidsforskjellen mellom utsendt impuls og mottatt ekko. Et nært objekt gir ekko som kommer tidlig tilbake, et fjernt objekt gir sent ekko.

To objekter i samme retning kan gjenkjennes som to objekter dersom impulsene som kommer tilbake kan skilles i tid. Den utsendte impulsen må ha en viss varighet, dvs den må bestå av minst 3 svingninger dersom den skal ha nok energi. Blir "halen" for lang, vil to ekko som kommer tilbake tett inntil hverandre



Figur 7. Avstandsmåling til ekkokilde. A - nær ekkokilde, B - fjernt ekkokilde, A' - artefakt som skyldes at lydbølgene reflekteres mellom A og B

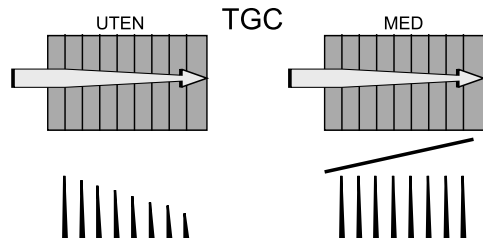
ikke kunne skilles og maskinen oppfatter de to som et stort ekko. Evnen til å skille to tette ekko kalles dybdeoppløsningen eller aksialoppløsningen og handler om diskriminering i tid. Moderne maskinen har en dybdeoppløsning på ca 1 mm, dvs at 2 strukturer må ha en dybdeforskjell på minst 1 mm for å skilles fra hverandre. Generelt er dybdeoppløsningen (pulsvarighetsavhengig) noe bedre enn lateraloppløsningen (lydstrålebreddeavhengig).

Dersom ekko kastes frem og tilbake mellom to strukturer i dypet før det når tilbake til transduser, vil maskinen oppfatte det

som ekko fra objekter langt unna. Dette er innlysende fordi det er tidsforsinkelsen som måles. Man kan derfor oppleve å se et slags "speilbilde" av et nært objekt i dypet. Dette artefaktet kalles reverberasjoner.

14.2.3 Attenuasjon

Dersom tetthetsforskjellen mellom to medier er stor og lydimpulsen treffer vinkelrett på flaten, får vi et kraftig ekko tilbake. Imidlertid vil lydenergien svekkes betydelig når den går gjennom vev. Samme flate vil reflektere mye mindre energi, dvs gi svakere ekko, dersom avstanden til transduser er stor. At ekko svekkes med avstanden kalles attenuasjon (figur 8). Vi ønsker å få gjenkjenne objekter med samme refleksjonsegenskaper like tydelig uansett hvilket dyp de ligger på. Maskinen forsterker derfor alle innkomne ekko, men de ekko som kommer sent forsterkes mer enn de som kommer tidlig. Altså vil ekko fra fjerntliggende objekter forsterkes mer enn ekko fra nære objekter. Dette kalles TGC (Time Gain Com-



Figur 8. Attenuasjon: Signalene svekkes ved økende avstand. Dette kompenseres ved forsterkning av signalene (TGC)

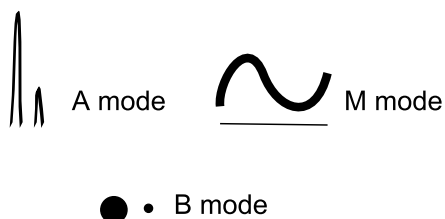
pensation). Forsterkningen gjør for eksempel at fremre og bakre vegg av venstre ventrikel fremstår som like ekkotette.

14.2.4 Differensiering

Når ekko rammer det piezzo-elektriske element i mottakeren, sender dette ut en serie raske elektriske svingninger, et "radiofrekvens signal", et RF signal. Signalet differensieres slik at den første del blir betydelig forsterket. På denne måte skilles ekkosignaler som kommer i rask rekkefølge, bedre fra hverandre og dybdeskarpheiten (= aksialoppløsningen) forbedres. (Differensiering benyttes ved M-mode registreringer, men oftest ikke ved 2D ekko). Økes forsterkningen vil et ordinært signal tilta både i intensitet og vidde, mens et differensiert signal vesentlig tiltar i intensitet. For å kunne utnytte både de kraftige retningsbestemte ekko og svake ekko kan det benyttes logaritmisk skala, slik at forskjellen mellom sterke og svake signaler blir betydelig redusert.

14.3 Presentasjon av ekkosignaler.

(Figur 9) Når ekko treffer transduser oppstår en elektrisk impuls. Denne kan registreres ut fra sin tidsforsinkelse og styrke. På et skop vil dette kunne presenteres ved at et lysende punkt beveges over skjermen med jevn hastighet. X-aksen, angir tidsforsinkelsen som avstand fra transduser. Y-aksen angir mottatt energi, slik at kraftige ekko vises ved stort avvik fra linjen. Dette kalles A-mode (amplitude-modus). Denne presentasjonsformen er ikke lenger i rutinebruk i ekkokardiografi.



Figur 9. Presentasjon av ekkosignaler.

Tenker man seg så at amplitudetoppene sees ovenfra slik at en høy topp blir et sterkt lysende punkt mens lave topper blir svakt lysende punkter har man B-mode (brightness-modus). Hver lydimpuls som sendes ut kan

avtegnes som en slik linje med lysende punkter. Lyset er meget kortvarig, men hvis man sender ut impulser i rask rekkefølge, vil linjen stadig oppdateres. En slik oppdatering kan f.eks. gjøres 1000 ganger pr. sekund. Vi sier da at pulsrepetisjonsfrekvensen er 1000/s. Vi ser da at objekter som beveges frem og tilbake i lydstrålen vil avtegnes som lysende punkter som beveges frem og tilbake langs linjen på skjermen.

14.3.1 M-mode ekkokardiografi

Lar vi et lysfølsomt papir passere med jevn hastighet forbi denne skjermen, vil ubevegelige ekko avtegne rette linjer i fast avstand fra 0-linjen, mens bevegelige ekko vil avtegne kurver. Vi har da fått TM-modus (Time Motion), vanligvis kalt M-mode ekko. Fordi vi har en høy pulsrepetisjonsfrekvens, f.eks. 1000/s, vil selv raske bevegelser kunne analyseres. Hvis hastigheten på papiret er 50 mm/s, vil en ekkogivende struktur defineres med 1000 punkter i løpet av hver 50 mm. Dette gir en meget god tidsoppløsning, og dersom man parallelt registrer f.eks. EKG, kan enhver bevegelse nøyaktig tidsrelateres til hjertets elektriske faser. M-mode brukes til avstandsmåling som blir godt reproducerbare blant annet fordi tidspunktet i hjertesykklus kan standardiseres nøyaktig.

Dagens ultralydmaskiner presenterer M-mode ekko på en skjerm der B-mode-linjene stadig passerer.

14.3.2 Todimensjonal ekkokardiografi

Når lydimpulsene hele tiden sendes ut i samme retning, vil stadig de samme objektene treffes, og vår B-mode linje forteller bare om hva som skjer i denne retningen. Vi forandrer retning litt for hver gang vi sender ut en impuls. Dersom vi kan gi informasjon til skjermen hvor mye vi har endret retningen vil vi kunne avsette nye lysende punkter på en linje like ved siden av den første. Gjør vi dette mange ganger, og lar skjermen vise de lysende punktene en stund, vil vi etterhvert kunne bygge opp et bilde på skjermen. Lar vi impulsene spres ut i vifteform systematisk gang på gang, vil vi kunne vise frem et sektorbilde på skjermen. Bildet oppdateres for hvert "sweep". Dersom vi kan oppdatere

bildet minst 25 ganger pr. sekund, vil vårt øye oppfatte de stadig nye bildene som jevne bevegelser, levende bilder. Vi har da sektorscanning som er den vanligste formen for todimensjonal ekkokardiografi. På en mekanisk sektorscanner vil transduserelementet vipres frem og tilbake av en motor. Annular array-scannere vil ha dette prinsippet. Phased array-scannere styrer impulsretningen elektronisk ved samspill mellom mange elementer (se avsnitt).

Todimensjonale ekkobilder består altså av B-mode linjer satt sammen til et bilde. Ved å velge ut en av disse linjene for å bruke den til M-mode, kan vi styre M-mode undersøkelsen fra det todimensjonale bildet. Mekaniske scannere stopper da elementet i den valgte retningen, det todimensjonale bildet "fryses", slik at vi har det visuelle inntrykket av hvor i hjertet vi undersøker. Phased-array-scannere oppdateres bildet løpende. I begge tilfelle er den aktuelle M-mode-retningen markert i det todimensjonale bildet med en cursor (markørlinje).

14.3.3 Kontrollfunksjoner/ bildebehandling

For å gjøre den innkomne informasjon best mulig presentabel, behandles signalene elektronisk. Vi kan påvirke en del av denne bildebehandlingen ved tilgjengelige kontrollfunksjoner.

14.3.3.1 Transduserfrekvens

Noen pasienter er lette å undersøke (godt akustisk tilgjengelige), mens andre er vanskelige. Hos slanke personer vil ultralydimpulsene svekkes lite på veien inn til hjertets bakerste strukturer og tilbake til transduser. Vi kan da tillate oss å bruke transduser med høyere utgangsfrekvens f.eks. bruke 5 MHz ved undersøkelse av barn. Fete personer med dyp thorax er vanskelig tilgjengelig, og man bør bruke 2 MHz for å få informasjon. På mange apparater kan utgangsfrekvens varieres uten å skifte transdusere. Skifte av transduser lønner seg hvis det ikke er snakk om bare å forbedre bildene i en del av undersøkelsen. Mange maskiner har som førstevalg andreharmonisk avbildning. Dette kan gi kunstig kraftige ekko fra f.eks. klaffer. Økning av frekvensen og i stedet avbildning med utsendt frekvens kan rette dette hvis penetrasjonen er god.

14.3.3.2 Gain kontroll:

Man kan forsterke impulsene som kommer tilbake generelt dersom de er for svake. Man ønsker å få tilbake så meget impulser at de fleste deler av bildet har noe ekko hvis det ikke representerer væskefylte hulrom. For mye gain vil gi sterkt lysende, «utflytende» ekko som ødelegger oppløsningen i bildet.

14.3.3.3 TGC (Time Gain Compensation):

TGC betyr at impulsene som har gått lengste vei forsterkes mest. Den generelle gainkontrollen er altså en generell TGC. Imidlertid har maskinene også mulighet for å forsterke utvalgte dyp. Ved at dypet i sektorbildet f.eks. deles inn i 5 - 8 soner kan man regulere forsterkning separat i bestemte dyp. Dette omtales oftest som TGC-kontroll.

14.3.3.4 Reject (forkastning)

Reject funksjonen filtrerer bort alle innkommende signaler under en viss styrke. Mye reject kan gjøre bildene penere å se på, men informasjonen i de svakeste ekko mistes.

14.3.3.5 Compress

Denne funksjonen gjør at man kan variere forsterkningsskalaen. Man kan gjøre forskjellen mellom sterke og svake ekko tydeligere dvs. gi mer kontrast i bildet.

14.3.3.6 Vinkel.

Størrelsen av sektor kan varieres. Ved å bruke stor sektor vil linjetettheten avta. Bildene kan da bli for grove. Gjør man bildesektor smalere øker linjetettheten og bildene virker skarpere. I de fleste tilfeller vil 90 graders sektor være praktisk.

14.4 Doppler-ekkokardiografi

Dette er en ultralydundersøkelse som bare registrerer hastigheten på bevegelser i ultralydstrålens retning.

Den kan brukes til å måle hastigheter i blodstrømmer og hastigheter av myokardbevegelser (vevs-Doppler). Den kan brukes alene eller samtidig med todimensjonal ekkokardiografi.

Det må presiseres at med ordinær Doppler registrerer man blodlegemers hastighet i blodstrømmen, med ordinær ekko de omgivende vev og med vevs-Doppler hastigheter i myokard.

14.4.1 Doppler effekt

Når to legemer beveger seg i forhold til hverandre vil lydbølger utsendt fra det ene, mottas med en endret frekvens på det andre. Utsendt frekvens vil oppfattes som høyere frekvens hvis senderen nærmer seg mottakeren. Fjerner senderen seg fra mottakeren vil frekvensen oppfattes som lavere. Dette er analogt til at en båt som går mot bølgene, vil treffe flere bølgetopper pr. tidsenhet enn en båt som går med bølgene, selv om avstanden mellom bølgetoppene i virkeligheten er den samme. Forskjellen mellom utsendt og mottatt frekvens kalles Dopplerskift. Navnet er etter den østerrikske fysikeren Doppler som beskrev prinsippet, riktignok i en helt annen sammenheng.

Den matematiske sammenhengen mellom den relative hastighet mellom sender og mottager og frekvensforandringer er gitt i Doppler-ligningen:

$$f_d = 2f \times \frac{v \cos \theta}{c}$$

der f_d er Doppler frekvens, f_0 er ultralyd-signalets frekvens, v er blodets hastighet, $\cos \theta$ er cosinus til vinkelen mellom blodstrømmens retning og ultralydstrådens akse, c er lydens hastighet, som i kroppen er ca. 1540 m/s. Vi ser at dersom vi kjenner utgangsfrekvensen, Dopplerfrekvensen (Dopplerskift) og vinkelen mellom blodstrømsretningen og lydstrålen, kan vi regne ut blodstrømhastigheten.

Hvis blodstrømmen går aksialt i forhold til transduser, dvs. rett mot, eller rett fra, vil strømningshastigheten være proporsjonal med Dopplerfrekvensen. Den registreres vanligvis som positiv når strømmen går mot, negativ når strømmen går fra.

Går strømmen på skrå i forhold til ultralydstrålen vil den hastighet apparatet registrer bli for lav. Den registrerte hastighet vil utgjøre den reelle hastighet multiplisert med cosinus til vinkelen mellom blodstrømmen og ultralydstrålen.

$$V = v_{\text{reg}} \times \cos \theta$$

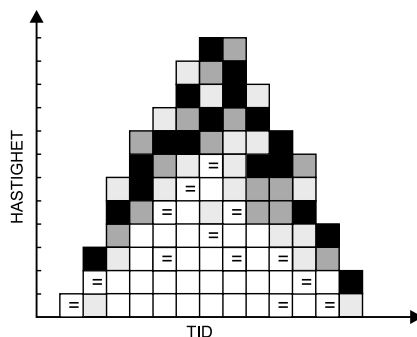
Går blodstrømmen på tvers (90 grader) er cosinus 0, og det registrerer Dopplerfrekvens = 0. Hvis vinkelen er mindre enn ca. 20°, er cosinus tilnærmet 1. Retningsforskjellen spiller da i praksis ingen rolle. Hvis vinkelen er mer enn 20° vil feilen bli større og øker dramatisk med økende vinkel. Man kan derfor bare måle blodstrømhastigheter med rimelig sikkerhet dersom vinkelen er liten.

I kardiologisk ultralyddiagnostikk brukes vanligvis transduserfrekvens (utgangsfrekvens) på 2 - 5 MHz. Med de blodstrømhastigheter som er aktuelle, opptil 6 m/s, ligger Dopplerfrekvensen innen det hørbare området (20 Hz til 20.000 Hz).

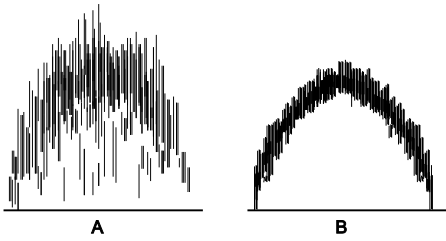
Ultralyden ved Dopplerundersøkelse har omtrent samme frekvens som ultralyden ved vanlig ekkokardiografi. Vi kan derfor bruke samme transdusere, men maskinen må få elementene til å oppføre seg litt annerledes. Fordi det ved Dopplerundersøkelse er refleksjon av lyd fra blodlegemene som er interessant, må utsendt energi økes betydelig.

14.4.2 Presentasjon

Lyd reflekteres fra hvert enkelt blodlegeme og det blir derfor ulik Dopplerfrekvens på de ekko som kommer tilbake. For å få en oversikt over hastighetsfordelingen av blodlegemene presenteres dette ved spektralanalyse. På et slikt diagram vil X-aksen være tid og Y-aksen hastighet. Hvert enkelt ekko avsettes i små "bokser" som sverting. Jo flere ekko med samme Dopplerfrekvens som mottas på hvert tidspunkt, jo mer blir det lille feltet som angir aktuell tid og hastighet svertet. Vi får altså presentert 3 dimensjoner: tid, hastighet og antall partikler med samme hastighet (fig. 10).



Figur 10. Dopplersignal.
Spektralanalyse, gråtoneskala.



Figur 11. Spektralanalyse, a) inhomogen (dårlig registrering) b) homogen (god registrering)

Et Dopplerspektrum fra et område der alle blodlegemer har nesten samme hastighet til enhver tid vil avtegnes som et smalt bånd, mens et signal fra et område med turbulens vil avtegnes som jevn sverting mellom 0-linjen og maksimalhastigheten.

Vi bruker to ulike metoder i konvensjonell Dopplerundersøkelsene: kontinuerlig modus og pulset modus.

14.4.2.1 Kontinuerlig modus

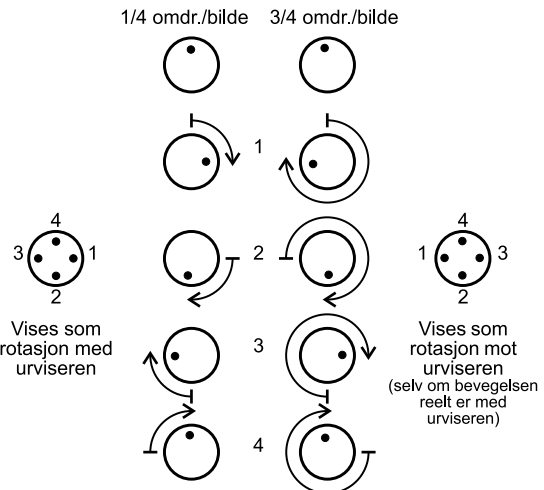
Kontinuerlig modus betyr at vi sender ut en kontinuerlig ultralydstråle. Alle objekter i bevegelse som treffes av denne strålen vil forårsake et ekko der lydimpulsen har skiftet frekvens, et Dopplersignal. Impulsene kommer tilbake hele tiden og tidsforsinkelsen bestemmes ikke. Dette betyr at vi kan bestemme retningen hvor objektet befinner seg, men ikke dybden. Vi kan imidlertid få analysert Dopplershift av hver enkelt ekko korrekt og hastigheten kan angis nøyaktig. Vi kan måle hastigheter opp til de høyeste som er aktuelle i hjertet (ca 6 m/s).

14.4.2.2 Pulset modus

Pulset modus betyr at transduser sender ut en impuls, lytter deretter, sender ny impuls, lytter osv. Dette blir på samme måten som ved ekkokardiografi. På grunn av behovet for mer energi består hver enkelt impuls av flere svingninger. Et sted i lydretningen definerer vi et punkt der vi vil undersøke blodstrømhastigheten, "sample volume". Vi "ber" da maskinen bare analysere ekko med en tidsforsinkelse som svarer til tiden lydimpulsen bruker frem og tilbake til dette stedet. Hvis vi sender flere impulser ut etter hverandre, vil maskinen kunne analysere Dopplerfrekvensen og tegne av spektralbildet. Dessverre begrenser dette hvor høye svingetall som kan måles.

14.4.3 Aliasing

Det som begrenser maksimalhastigheten vi kan måle kalles aliasing. Fenomenet skyldes at den pulsatile infomasjonsmengden overskrider instrumentets pulsatile oppdateringsfrekvens. Fenomenet kan vi i praksis studere på gamle Westernfilmer. Når prærievognen starter ser vi hjulene gå rundt slik som vi ville gjort i virkeligheten. Etter som vognen skyter fart, begynner hjulene å gå langsommere rundt, for til slutt å gå rundt den gale veien. Dette fenomenet skyldes at øyet ikke mottar kontinuerlige inntrykk slik som i virkeligheten, men presenteres for et og et bilde. Så lenge et punkt på hjulet beveger seg mindre enn en halv omdreining fra et bilde til det neste, vil vi se bevegelsesretningen. Når hjulet beveger seg mer enn en halv omdreining mellom to bilder, vil vi få inntrykk at det har beveget seg mindre enn en halv omdreining den gale veien fordi dette er mest "logisk". Et hjul som beveger seg en hel omdreining for hvert bilde vil for oss som ser på filmen virke stillestående. På Dopplerspekteret vil vi få sverting også på negativ side av 0-linjen hvis hastigheten overstiger den maksimale vi kan måle. Høyere repetisjonsfrekvens gir høyere mulig maksimalhastighet.



Figur 12. Aliasing. Gal presentasjon av blodstrømsretningen ved høy hastighet målt i pulset modus.

14.4.4 Dybdeambiguitet

I vanlig pulset modus venter maskinen med å sende ut ny impuls til alt ekko fra den forrige er tilbake. (LPRF = low pulse repetition frequency). Vi kan imidlertid sende ut nytt signal før det forrige er tilbake (HPRF = high pulse repetition frequency). Vi vil da ha 2 eller flere pulser ute i vevet samtidig og kan ikke med sikkerhet si om den innkomne impuls har gått langt (fra forrige) eller kort (fra siste). Vi har teknisk skaffet oss 2 eller flere samplevolumer. Fordelen er at jo hyppigere vi sender pulsene, dess høyere Dopplershift (dvs. hastighet) kan vi måle. At vi måler fra flere samplevolumer kalles dybdeambiguitet. Det betyr i praksis at vi registrer et Dopplersignal som i som er sammensatt fra flere ulike dyp. Denne feilkilden kan vi mestre hvis vi er klar over den. Maskinen vil vanligvis angi de aktuelle samplevolumene på det simultane todimensjonale bildet. Med økende HPRF nærmer vi oss egenskapene til kontinuerlig Doppler.

14.4.5 Bildeoppløsning

Oppløsningen ved Dopplerundersøkelsen er betydelig dårligere enn ved ekkoundersøkelsen. Dette skyldes høyere energi og lengre pulser. Dybdeoppløsningen blir dårligere pga hver impuls har mange svingninger. Lateraloppløsningen er enda dårligere enn ved ekkokardiografi pga stor energi og kraftigere sideløber (se figur 3). Det er lett å få med signaler fra bevegelser i områder nært opptil det definerte samplevolumet. Kraftig ekkogivende strukturer, f.eks. lokket til kunstige ventiler, vil oppfattes selv om stråleretningen er flere cm unna. Dette kan føre til feiltolkninger.

14.4.6 Kontroller

Maskinen gir oss muligheter til å bearbeide Dopplerinformasjonen slik at spekteret blir mer forståelig.

Baseline: Nullinjen kan forskyves opp eller ned slik at aliasing unngås når hastigheten er lavere enn det dobbelte av mulig maksimalhastighet. I praksis betyr det at vi «klipper»

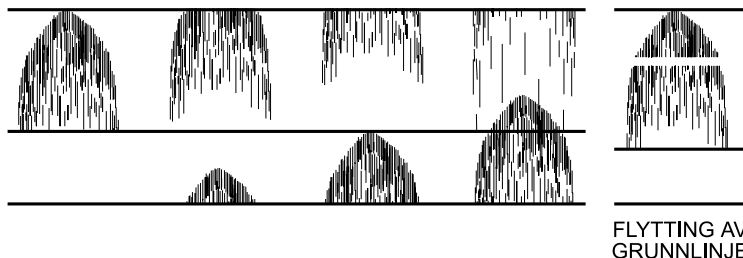
av spekteret på den ene siden av nullinjen og «limer» det på toppen av den andre (figur 13).

Velocity: Dersom flytting av baseline ikke er nok, kan man bruke HPRF og øke pulsrepetisjonsfrekvensen. Høyere pulsfrekvens tillater øket mulig maksimalhastighet.

Filter: For bedre å skille mellom støy og signaler vil maskinene dempe bakgrunnssignalene når et sterkt signal mottas. Veggene i hjertet beveger seg med lav hastighet, men gir kraftige ekko. Disse signalene kan føre til at signaler med høyere Dopplerfrekvens dempes sammen med bakgrunnsstøyen. Hvis vi filtrerer bort de kraftige signalene med lav hastighet, vil mer høyfrekvente signaler komme tydeligere frem. Funksjonen kalles også "LV reject", "wall filter" eller "high-pass filter". Filteret må økes for å finne svake aortastenosesignaler, men senkes når man er på jakt etter f.eks. lungevenebloodstrøm med lav hastighet. Ved vevs-Dopplermålinger er dette filteret helt slått av fordi det nettopp er de lave frekvensområdene fra myokard vi ønsker å undersøke.

Samplevolume: Vårt interesseområde ved pulset undersøkelse kan økes eller minskes i aksial retning. Dette gjøres ved å regulere lengden av tidsintervallet maskinen "lytter" i. Dersom dette økes, vil maskinen motta signaler fra flere blodlegemer, men dybdebestemmelse blir mer unøyaktig. Vanlig størrelse på samplevolumet er ca 5 mm. Bredden kan ikke reguleres. Den bestemmes av lydstrålens bredde som avhenger av transducers størrelse og fokusering og avstanden til transducer.

Vinkel: På de fleste maskiner er det en funksjon for vinkelkorleksjon av hastigheten hvis man kjenner blodstrømmens retning og denne ikke er parallell med lydstrålen. Denne anbefales ikke brukt, fordi muligheten for feil øker dramatisk med små vinkelforskjeller når



Figur 13. Aliasing. Høye hastigheter mot transduser presenteres som fra transduser. Ved "flytting" av grunnlinjen kompenseres problemet.

utgangspunktet er vinkel på mer enn 20°. **Uten vinkelkorleksjon overestimerer man aldri en hastighet.**

14.5 FargeDoppler

FargeDoppler er en metode der maskinen presenterer et todimensjonalt ekkobilde der blodstrøm er angitt. Metoden er en kombinasjon av todimensjonal ekko og pulset Doppler. Utgangspunktet er et vanlig todimensjonalt bilde. I en del av dette presenteres et fargekart. Fargekartet består av mange små samplevolumer. Dybde og bredde er som ved vanlig pulset modus for hvert samplevolum. De ligger etter hverandre stråleretning for stråleretning, side om side som mosaikk. Maskinen analyserer hver enkelt bit i mosaikken og gir den farge etter hvilken hastighetsinformasjon som kommer inn fra nettopp denne biten.

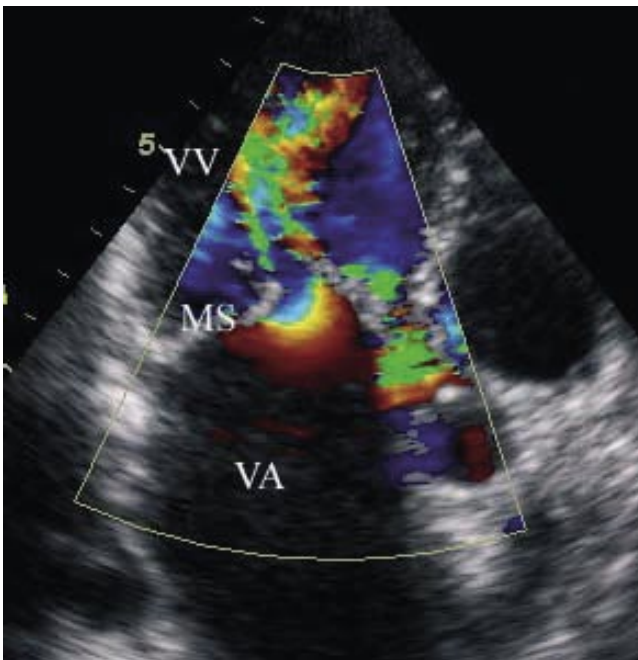
Det er ikke praktisk mulig å presentere et vanlig spekter, som ved pulset modus, for hver enkel bit. I stedet fargekodes det for retning og hastighet. Kodingen er basert på gjennomsnitt for alle signaler fra det lille området. Er bevegelsen mot transduser kodes biten rød,

er den fra kodes det blått. Gjennomsnittshastigheten angis med fargenyanser, f.eks. lysere eller mørkere farger av rødt eller blått. Som annen pulset Doppler opptrer også aliasing her. Når maksimalhastigheten overskrides vil hastighetskoden gå over fra f.eks. rødt til blått. Slik vil en blodstrøm mot transduser kunne presentere som en blå kjerne med rødt rundt. Hvis hastigheten er mer enn det dobbelte av det pulsrepetisjonsfrekvensen tillater målt, ”mettes” spekteret. Noen maskiner vil da farge dette gult eller grønt. Denne fargen betyr derfor enten høy hastighet eller turbulens, dvs hastigheter i mange retninger samtidig (f.eks. hvirvler) (figur 14).

For at ikke fargebildet skal skjule vevsstrukturer vil maskinen dempe Dopplersignalet i de områdene der det allerede er et tydelig vevssignal, alternativt overprojiseres vevsbildet på fargemosaikken. Man kan unngå å farge vegger og klaffer ved å filtrere bort de lave hastighetene på samme måte som ved konvensjonell Doppler.

Ved fargeDoppler bearbeides det en betydelig mengde informasjon. Noe tid brukes til å oppdatere det todimensjonale bildet, noe tid brukes til å oppdatere fargesektor. Fargesektoren tar lengst tid fordi pulsene må være lange (mange svingninger) og det trengs flere impulser pr. linje for å få nok informasjon. Bildefrekvensen blir derfor lavere enn ved vanlig todimensjonal ekko, på eldre apparatur kan presentasjonen derfor bli ”hakkete”. Ønsker man å rette på dette kan man gjøre fargesektoren smalere, dvs bruke færre linjer. Jo kortere tid maskinen bruker på å oppdatere bildene, dess høyere bildefrekvens oppnår man. Andre funksjoner som sparer tid vil også bidra til å øke bildefrekvensen. Disse funksjonene er noe ulike for de forskjellige maskinene.

Ved bruk av fargeDoppler kommer mye informasjon på skjermen samtidig og i rask rekkefølge. Det kan ofte være nyttig å spille sekvenser på nytt i langsomt tempo for å tidfeste fargemønstre til f.eks. systole eller diastole. Problemet



Figur 14. Fargene viser hvordan blodets hastighet øker på veien fra venstre atrium (VA) gjennom en stenotisk mitralklaff (MS) til venstre ventrikel (VV). Aliasing fører til at fargen skifter fra rødt til blått. Etter stenosen kodes turbulens og høy hastighet med grønt.

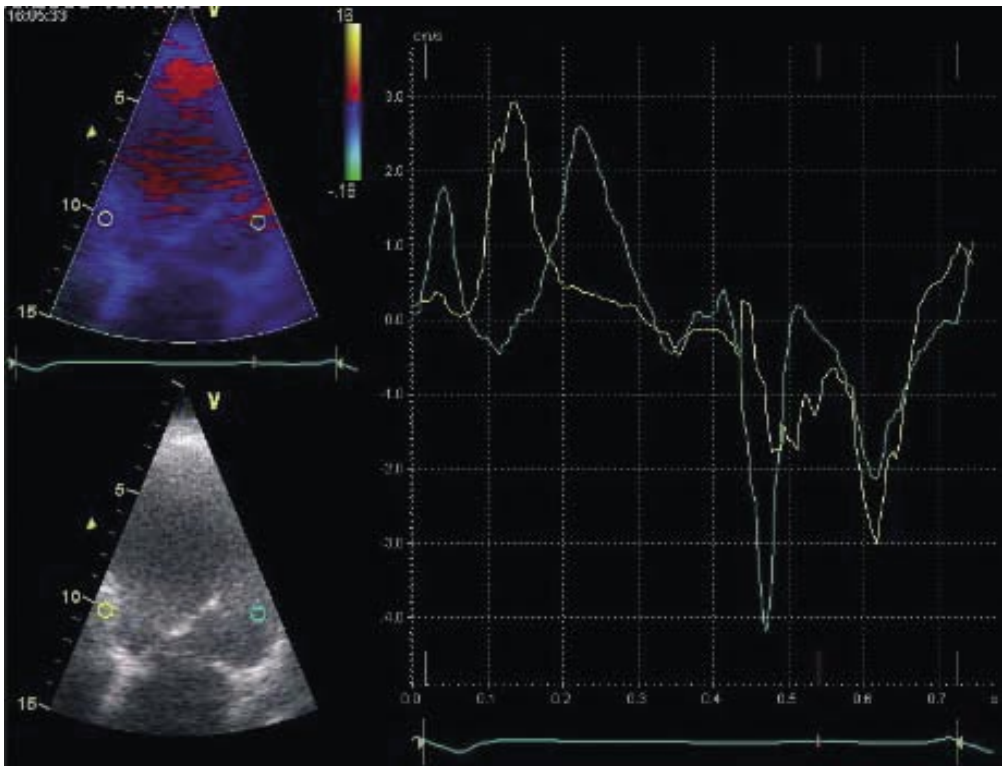
med lav bildefrekvens kan da bli stort, fordi det todimensjonale bildet og fargekartet som angir blodstrøm ikke er laget helt samtidig, men etter hverandre. Forskjellen kan f.eks. være 100 ms mellom vevsbildet og strømningsbildet hvis bildefrekvensen er 10/s. For å tidfeste hendelser i fargebildet nærmere kan vi benytte farge-M-mode. Her lar vi både vevspulsene og Dopplerpulsene gå i bare én retning. Vi får da en vanlig M-mode der fargekoding er lagt til på samme måten. Vi kan tenke oss at en linje i sektor repeteres stadig. "Bildefrekvensen" blir da mye høyere og dermed også tidsoppløsningen. Vi kan da f.eks. avsløre at et fargesignal som tyder på en svær mitralinsuffisiens, bare er lekkasje i meget tidlig systole, og at klaffen egentlig fungerer bra. På samme måte vil store "fargeklatter" i bildet fra et hjerte med kunstige ventiler av metall avsløres som meget kortvarige støyartefakter fra åpning og lukking av lokket.

Moderne maskiner bearbeider signaler raskere. Ved hjelp av ny teknologi er bildefrekvensen på dagens maskiner mer enn høy nok

til at vi oppfatter bevegelse av blodet som jevn når den presenteres på skjermen. Generelt er det viktig å huske at fargeDoppler viser hastigheten til blodlegemer, men forteller ikke om hvorfor de beveger seg. Man må derfor ikke forveksle denne informasjonen om bevegelse med angivelse av volum, spesielt ved bedømmelse av insuffisienser.

14.6 VevsDoppler

Ved vanlig fargeDoppler filtreres de lave hastighetene fra vev bort, slik at hjertets vegger og klaffer ikke dekkes av farger. Blodstrømmen kommer da tydelig fram. Hvis vi derimot samler på de lave hastighetene og fargekoder disse i stedet, vil vi fremstille veggene og klaffene som beveger seg med farge, og fargen indikerer hvilken vei bevegelsen skjer (figur 15). Dermed kan vi fortelle hvilken vei veggen beveger seg og om hastigheten er stor eller liten. Dermed som tidsoppløsningen er god, kan vi bestemme hvilke deler av veggen som starter bevegelsen først, om noen del henger etter, om noen deler



Figur 15. Eksempel på vevsDoppler der hastigheten i to ulike målepunkter avslører at kontraksjon i lateral-veggen av venstre ventrikkle er forsinket i forhold til septum

står stille, eller om partier av veggen beveges gal vei.

Ulike måter å presentere disse dataene er under utvikling for å visualisere regionale bevegelsesforskjeller i myokard. Med pulset vevsDoppler kan vi se analoge spektre som viser hastighetsvariasjonen i et samplevolum i forhold til transduser. Det er da viktig å huske på at bevegelsen av et område ikke bare er avhengig av områdets egenskaper, men også av alle andre bevegelser i vevet mellom det aktuelle området og transduseren. Oftest brukes vevsDoppler til å måle hastighetene i områdene nær mitralringen fra apexposisjon. Med fargevevsDoppler kan vi se om bevegelsesretning er riktig eller gal i forhold til kontraksjonsfasen. Med "strain rate imaging" analyserer maskinen den relative hastigheten mellom naboområder i myokard og fremstiller dette med fargekode. Da fremstår alle myokardbevegelser som "uavhengig" av apex. Med "strain" integreres strain rate hastighetene og kodingen forteller hvor langt punktene i myokard forflytter seg i forhold til hverandre.

Fordelen med vevsDoppler er blant annet at vi opererer med mye høyere energinivå i Doppler enn i konvensjonell ekko. Vi kan da lettere analysere veggbevegelser f.eks. hos pasienter med dårlig akustisk tilgang til hjertet. VevsDoppler er en metode under utvikling men har ennå ikke noen obligatorisk plass i rutineundersøkelser (2003).

14.7 Stressekkokardiografi

Vanligvis blir en ekkoundersøkelse gjort når pasienten er i hvile. Kartlegging av hjertets funksjon vil da ikke gi noen informasjon om hvordan hjertet oppfører seg under belastning. Koronarsykdom vil derfor bare kunne avsløres når pasienten har fått myokardskade. Analogt til arbeids-EKG er det derfor utviklet stress-ekko. Hjertet undersøkes da under belastning og resultatet sammenlignes med undersøkelse utført under hvile. Hjertet kan belastes med fysisk arbeid, f.eks. ergometersykling, men ekkoundersøkelse blir da teknisk vanskelig, fordi pasienten er i bevegelse og respirasjonsarbeidet ødelegger det akustiske vinduet. En mulighet er å undersøke pasienten før arbeidet, deretter belaste opp til submaksimalt nivå, for så å legge pasienten umiddelbart på undersøkelsesbenken

og analysere veggbevegelsen i venstre ventrikel i løpet av det første minuttet. Alternativt kan stress induseres medikamentelt ved trinnvis økende intravenøs tilførsel av f.eks. dobutamin. Oksygenbehovet i myokard tiltar da, og man kan ved koronarsykdom inducere ischemi mens pasienten ligger på benken, og ved hjelp av todimensjonal ekko påvise endret bevegelighet i deler av myokard. Metoden synes også nyttig for å påvise viabelt myokard i områder med lav perfusjon. Ny metodologi med vevsDoppler og SRI vil muligens øke anvendelsen av stressekkko.

14.8 Kontrast-ekkokardiografi

Blodlegemer reflektere ultralyd relativt dårlig. Andre partikler i blodstrømmen, som f.eks. små luftbobler, som alltid følger med intravenøse injeksjonsvæsker, er betydelig bedre og kan ses som små, kraftige ekko når de kommer inn i høyre hjertehalvdel. Disse stanses i lungekretsløpet. Lager man ekstra mange mikrobobler i injektatet med vilje, f.eks. ved å sende injektatet frem og tilbake gjennom en treveiskran flere ganger, umiddelbart før det settes i en armvene, kan man forbigående fylle opp hele høyre atrium noen hjerteslagslag før boblene forsvinner til lungene. Siden luftbobler ikke overlever passasjen gjennom lungene, kommer de ikke tilbake til venstre hjertehalvdel. Observasjon av slike bobler også i venstre side tyder på at noe blod har tatt snarveien f.eks. gjennom en ASD. Dette kan hjelpe i shuntdiagnostikk.

Man har utviklet kunstige bobler som passerer lungekretsløpet. Når de kommer til venstre ventrikel blir grensen mellom blod og myokard tydeligere. De kan også gjenfinnes i perfunderte områder i myokard, noe som kan hjelpe i koronardiagnostikken. Denne type kontrastekko har foreløpig ikke fått noen betydelig utbredelse i rutinen, blant annet på grunn av høy pris på kontrastvæskene. .

14.9 Transøsofagus- ekkokardiografi

Ved vanlig transthorakal ekkokardiografi (TTE) er akustisk tilgjengelighet til hjertet ofte et problem. Bildekvaliteten er best når man kan bruke høyfrekvent transduser og har kort avstand. Ved å benytte øsofagus som registreringssted kommer man helt inntil hjertet, bak v. atrium. Man slipper problemer med benvev, lungevev og fett. Man kan si at øsofagus er blitt et nytt vindu mot hjertet.

14.9.1 Teknisk utstyr

Transøsofagusekkokardiografi i sin nåværende form ble utviklet i begynnelsen av 80-årene. Man har benyttet gastroskoper som er ombygd. Fiberoptikken er erstattet med elektronikk. På enden av instrumentet er det montert et lite ultralydhode med samme funksjon som en vanlig transduser. Denne spesialtransduseren kobles til en ekkokardiograf på samme måte som andre transdusere.

Det finnes som tidligere nevnt ulike prinsipper for transdusere, og de forskjellige maskinene har derfor ulike transøsofagusutstyr.

Phased array-systemer har elementer som styrer lydbølgene elektronisk. Disse elementene er montert på enden av proben. Like innenfor dette lydhodet er det som på vanlige gastroskop et bøyeleg parti slik at tuppen av skopet kan bøyes i alle retninger. Denne bevegelsen styres fra styrehjul i den andre enden. Ledninger som går opp gjennom proben forbinde elementene med maskinen. Elementene er fast montert slik at bildeplanet er 90° i forhold til instrumentets lengderetning. Posisjonen kan endres noe mekanisk ved at spissen bøyes. Ved bruk av eldre apparatur kan mulighetene for å variere planet være begrenset. Det vanligste nå er imidlertid multiplanprober der bildeplanets akse kan roteres etter behov.

Lydhodet har forøvrig funksjoner på linje med de vanlige lydhodene med M-mode-ekkokardiografi, todimensjonal ekko, Doppler og fargeDoppler.

Under undersøkelsen registreres en-kanals overflate-EKG for rytmeovervåking. Det øvrige utstyret som skal til er analogt med gastroskopisk utstyr i forbindelse med nedføring av skopet.

14.9.2 Intravaskulær ultralyd - IVUS

De senere års teknikk har gjort det mulig å lage meget små transdusere. Det er nå bygget tynne katetre med lydhode i enden både for bildefremstilling og hastighetsmåling. Katetre kan føres inn i f.eks. koronarkar og fremstille veggforandringer. Slik informasjon kan være nyttig for å kartlegge karveggenes struktur. Klinisk kan metoden benyttes til å planlegge og kontrollere behandling av koronarstenoser og koronar stentkontroll. Imidlertid er det foreløpig vesentlig et forskningsverktøy, katetrene er å betrakte som engangsutstyr og brukskostnadene vil av dette bli høye.

14.9.3 Tredimensjonal ekkokardiografi

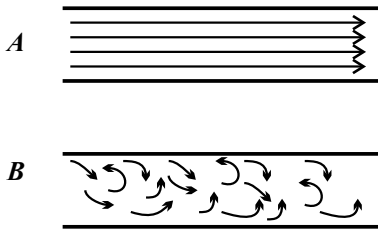
Fremtidsdrømmen har hele tiden vært å se hjertet tredimensjonalt. Riktig tredimensjonal slagtilslag-fremstilling av hjertet er nok ennå noen år frem i tiden. Imidlertid er det nå muligheter for tredimensjonal rekonstruksjon av hjertet, og enkelte fabrikanter kan tilby dedikerte scannere til slikt bruk. Hjertecykler av todimensjonale bilder blir satt sammen med datateknologi til en cyklus av tredimensjonale bilder er den vanligste metoden, kun en produsent kan tilby sanntids tredimensjonal avbildning (2001).

14.10 Fysikk relatert til blodstrømmer

Doppler-ekkokardiografi brukes til å kalkulere trykk gradienter over klaffestenoser og til å kalkulere blodflow pr. tidsenhet, f.eks. minuttvolum.

For å kunne forstå bakgrunnen for disse beregninger er det nødvendig med en kort gjennomgang av blodstrømningens fysikk. Blod består av 40 % blodlegemer. Likevel oppfører det seg i blodårer, med diameter over ca. 1 mm, som en ren væske (Newtons væske). I en glattvegg, rett åre vil blodstrømmen være laminær (figur 16).

Alle blodlegemer beveger seg retlinjet i blodårens lengderetning. Strømningshastigheten vil være størst i sentrum, og avta mot veggene, parabolisk hastighetskontur. Dette skyldes blodets viskositet, dvs. friksjon mellom enkelte mole-



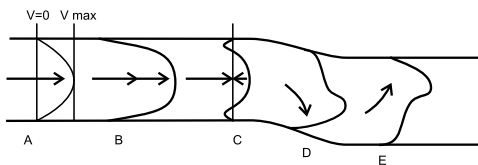
Figur 16. Blodstrømsmønstre.

(A) Laminær og (B) turbulent blodstrøm

kyler i blodet og mot karveggen. Hvis hastigheten øker, akselerasjon, vil hastighetskonturen flates noe ut (figur 17).

Avflatet hastighetsprofil sees også når hastigheten avtar, da vil hastigheten nærmest karveggen kunne bli negativ, (dvs. at blodet der beveger seg bakover) (figur 17).

I en sving f.eks. aortabuen, vil hastighetsprofilen bli skjev. Ved inngang i buen går blodet i innersving raskest, mens blodet i ytersving vinner moment i løpet av svingen og kommer ut med raskest hastighet ved utgangen.



Figur 17. Hastighetsprofiler.

A Parabolisk hastighetsprofil. Forandring ved akselerasjon (B) og decelerasjon (C), høyresving (D) og venstresving (E).

Ved turbulent flow vil det i blodstrømmen være tallrike virvler slik at strømningsmønsteret blir uoversiktlig. Turbulens vil alltid oppstå hvis hastigheten blir tilstrekkelig høy. I situasjoner hvor en jetstrøm fanges opp i et større kammer vil omkringliggende blod bli revet med i jetstrømmen uten egentlig å gi turbulens selv om dette fremstilles på samme vis av ultralydapparatet.

14.10.1 Ekko-plan, hjertets akser

En akse gjennom hjertets største lengde betegnes langakse. Aksen på tvers av denne betegnes kortakse.

Ved 2 D ekko vil sektorsnitt i et plan gjennom hjertets langakse betegnes langakse plan, på tvers, kortakse plan.

Ved M-mode ekko kan transduser føres langs hele hjertets langakse slik at man ved en fortløpende registrering følger hjertets bevegelser i et plan langs denne akse, langakse scan.

I anatomi generelt er frontalplan et plan parallelt med kroppens for- og baksider, (vannrett når man ligger på ryggen). Horisontalplan er tverrsnitt gjennom kroppen (vannrett når man står). Sagittalplan følger kroppens lengdeakse loddrett på frontalplanet (snitt sett fra siden). Alle andre plan kan karakteriseres ved sin vinkel mot 2 av disse plan.

14.10.1.1 Akustiske vinduer

Hjertet er tilgjengelig gjennom "akustiske vinduer" (figur 18). Dette er områder der man vanligvis kan nå hjertet i rimelig avstand fra huden uten at ben, brusk, lunger eller for meget fett kommer mellom.

De vanligste akustiske vinduene er:

Parasternalt 3. - 5. venstre intercostalrom ved sternalranden.

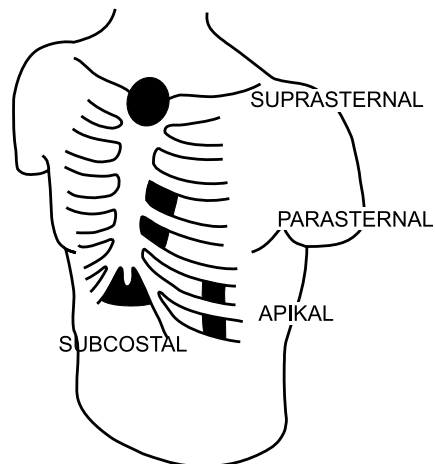
Apikalt over apex, vanligvis på ictusstedet.

Subcostalt i epigastriet. Lyden går lett gjennom leveren.

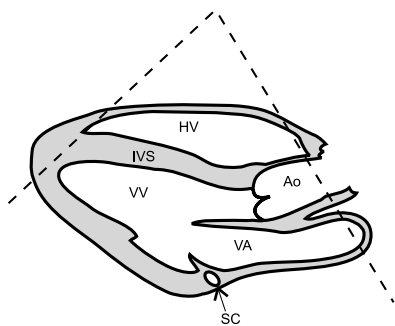
Suprasternalt i jugulum. Tilgang til de store kar.

Øsofagus. Det er meget god akustisk tilgang fra spiserøret der det går ned bak venstre atrium. Aorta descendens er også godt tilgjengelig bak spiserøret.

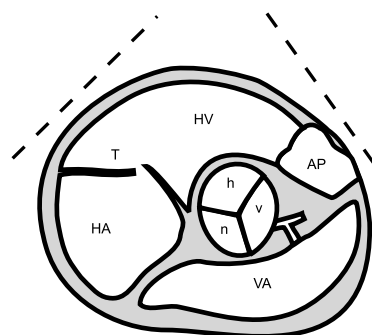
Todimensjonal ekkokardiografi kartlegger anatomen. Med M-mode kan man gjøre nøyaktige og reproducerbare dimensjonsmålinger. Det er mulig å kartlegge raske bevegelser



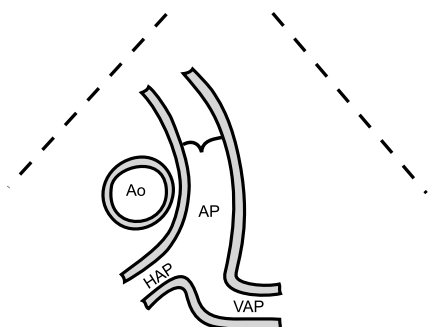
Figur 18. Transthorakale akustiske vinduer.



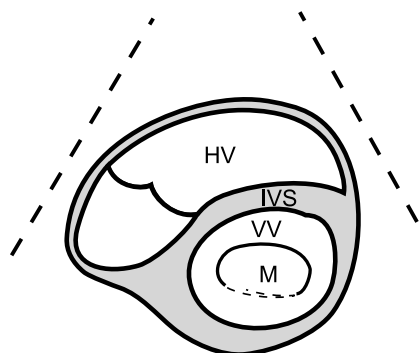
Figur 19. Parasternalt langaksebilde



Figur 20. Kortaksebilde aortarot



Figur 21. Kortaksebilde arteria pulmonalis



Figur 22. Kortaksebilde venstre ventrikel.

av strukturer og tidfeste nøyaktig klaffenes åpnings og lukningstidspunkt. Med Doppler kartlegges blodstrøms hastigheter, stenoser og insuffisienser påvises. Med vevsDoppler kan veggbevegelser analyseres. Når todimensjonal ekkokombineres med Doppler kan minuttvolum og klaffeareal beregnes i en del tilfeller. Insuffisienser graderes på bakgrunn av den totale informasjon som oppnås, selv om fargeDoppler er et godt hjelpemiddel også alene. Dersom den akustiske tilgangen er for dårlig, kan man ofte løse problemet med transesofagusekko.

14.10.2 Praktisk bruk av todimensjonal ekkokardiografi

Den todimensjonale ekkokardiografiske undersøkelsen skal kartlegge hjertets anatomiske forhold. Det er derfor viktig å gjennomføre undersøkelsen systematisk slik at alle deler av hjertet blir undersøkt. For å unngå feildiagnoser bør alle strukturer studeres fra flere vinkler. På grunn av tekniske forhold er dybdeoppløsningen i bildet bedre enn lateraloppløsningen, dessuten fremstilles strukturer tydeligere når lydstrålen treffer vinkelrett på overflaten. Disse forhold vil forårsake artefakter og «drop-outs». Patologiske funn er derfor sikrere når de er påvist fra flere kanter.

På grunn av hjertets plassering i thorax er man henvist til å undersøke det fra de «akustiske vinduene»:

De forskjellige projeksjonene («snittene») vil fremstille ulike deler av hjertet. Det følgende vil kunne brukes som arbeidsrutine for rekkefølgen av projeksjoner. Av praktiske grunner er transduserne oftest utstyrt med et lite, mekanisk merke som viser orienteringen av planet. Merket indikerer som regel hva som presenteres til høyre på skjermen.

14.10.3 Tilgang parasternalt:

Pasienten i skrått venstre sideleie. Transduser i 3.-4. venstre intercostalrom ved sternalranden.

Langaksebilde: Prøv å få plassert transduser mest mulig rett over mitralklaffen. Snittet rettes gjennom lengdeaksen av venstre ventrikel og aortaroten. Fremre og bakre aortavegger blir parallelle linjer, aortaklaffen åpner og lukker tydelig, mitralklaffen åpner og lukker tyde-

lig og venstre ventrikkel blir så stor som mulig. Følgende strukturer inspiseres spesielt: venstre atrium (VA), mitralklaff, venstre ventrikkel (VV), aortarot (AO), aortaklaff, aorta ascendens, sinus coronarius (SC), aorta descendens (fig. 19). God fremstilling av tricuspidalklaffen kan man få ved et parasternalt langaksesnitt der transduser har samme posisjon lengdeorientering som standard langaksebilde, men er vippet til å peke lengre fremover i hjertet slik at planet går gjennom høyre atrium og høyre ventrikkel.

Kortaksebilde: Samme transduserposisjon som ved langaksebilde men snittet dreiet 90° med urviseren. Ved å vippe transduser uten å skifte posisjon kan snittet legges i alle nivåer. I øverste nivå fremstilles aortaroten i sentrum av bildet (figur 20). Aortaklaffen vil normalt tegne en Mercedes-stjerne. H. ventrikkels utløpsdel vil ligge fortil, og arteria pulmonalis slynger seg rundt aortaroten før den deles ved bifurkaturen. Venstre atrium ligger bak aortaroten. For å fremstille art. pulm. må planet dreies litt og vinkles litt høyere enn planet gjennom aortaklaffen (figur 21). Man kan se bifurkaturen der høyre (HAP) og venstre (VAP) arteria pulmonalis skiller lag. I midtre nivå fremstilles mitralostiet (M) som en fiskemunn. Foran denne ligger utløpsdelen av venstre ventrikkel. Venstre ventrikkel ligner en smultring, ca. 1 cm tykk. Fortil er h. ventrikkel koblet på (figur 22). Tricuspidalapparatet vil ofte sees, men selve tricuspidalklaffen fremstilles bedre fra en lavere posisjon på thorax, evt. apikalt. I det laveste nivået (figur 23) fremstilles venstre ventrikkel med de to papillemusklene (PM) posterioert. I dette området får man bra inntrykk av kontraksjonene i venstre ventrikkel og spesielt septums (IVS) bevegelse.

14.10.4 Tilgang apikalt:

Pasienten i skrått venstre sideleie. Transduser i området for ictus.

14.10.4.1 Apikalt 4-kammerbilde:

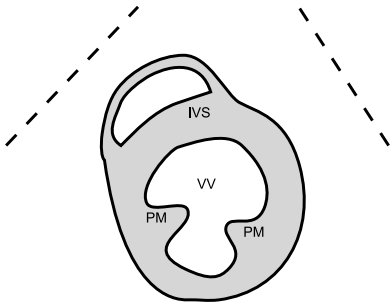
Transduseren forsøkes plassert slik at interventrikulærseptum (IVS) peker rett opp mot toppen av sektor. Gå langt lateralt og inferioert for å komme nærmest mulig apex. Fra denne posisjonen kan planet vinkles ulikt for fremstilling av fremre, midtre, eller bakre del av hjertet.

I fremre plan, av og til kalt 5-kammerbilde (figur 24), fremstilles aorta og utløpet av venstre ventrikkel. I midtre plan, det egentlige 4-kammerbildet (figur 25), ser man atrioventrikulærklaffene og deres innbyrdes relasjon med AV-septum. I bakre plan (figur 26) fremstilles lungevenene til venstre atrium og sinus coronarius til h. atrium. H. ventrikkel kartlegges også bra i disse planene og man ser blant annet moderatorbåndet.

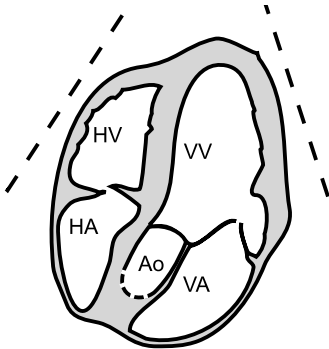
På grunn av at dybdeoppløsningen er bedre enn lateraloppløsningen i bildet, fremstilles ventrikkel septum-defekter ofte best fra apikal posisjon. Perimembranøse defekter fremstilles best ved å rotere litt mot urviseren slik at det nærmer seg langakseplan. Jo mer man dreier mot langakseplanet, jo mer av utløpsseptum fremstilles. Atrieventrikulære septumdefekter (endokardputedefekter) fremstilles derimot best i det bakre 4-kammerplanet. Atrioseptum fremstilles godt fra apikal posisjon, men man må være oppmerksom på at den tynne, glatte membranen i foramen ovale reflekterer lite ekko, slik at det kan gi inntrykk av en defekt ("drop out").

14.10.5 Apikalt 2-kammerbilde og langaksebilde

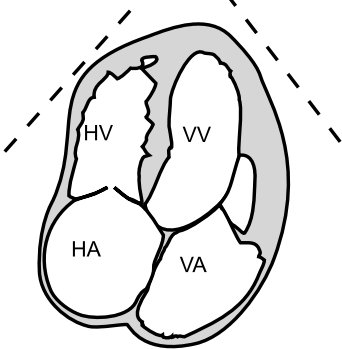
Med utgangspunkt i 4-kammerbildet dreies transduser ca 60° mot urviseren. Man får da fremstilt v. ventrikkel og v. atrium i lengdesnitt. Dreier man videre ca 60° vil man få apikalt langaksebilde som svarer helt til parasternalt langaksebilde, men med stråleretningen fra apex. I motsetning til ved parasternalt bilde ser man gjerne apexområdet bra. Disse projeksjonene er verdifulle ved bedømmelse av veggbevegeligheten i venstre ventrikkel. Beregning av volumet av venstre ventrikkel kan gjøres ut fra målinger på to apikale snitt, et 4-kammerbilde og et enten 2-kammer eller langaksebilde, ved hjelp av innebygde måleprogrammer i maskinen. Sammenligning mellom systoliske og diastoliske målinger gir ejsjonsfraksjon, et parameter som også brukes i angiografi og isotopundersøkelser. På grunn av metodologiske forhold vil ikke alltid verdiene korrespondere.



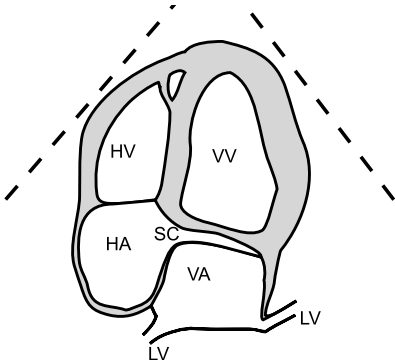
Figur 23. Kortaksebilde mitralnivå.



Figur 24. Apikalt firkammerbilde, fremre plan.



Figur 25. Apikalt firkammerbilde, midtre plan.

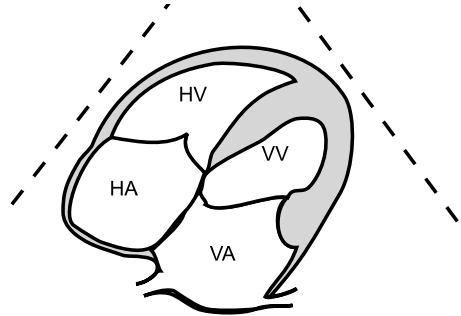


Figur 26. Apikalt firkammerbilde, bakre plan.

14.10.5 Tilgang subcostalt:

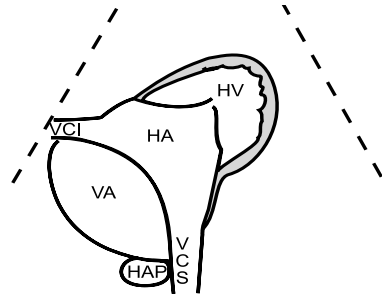
Pasienten i flatt ryggleie. Transduser i epigastriet like under processus xiphoides.

Utgangsplan er rett horisontalsnitt der aorta descendens (AO) og vena cava inferior (VCI) fremstilles i tverrsnitt og forteller om karstillingen i abdomen. Man vinkler deretter oppover til hjertet trer frem og må ofte rotere litt mot urviseren for å få inn begge atrier og begge ventrikler. Planene blir omtrent som ved **apikalt 4-kammerbilde**, men vinkelen mellom hjertet og lydbølgene blir en annen, hjertet sees fra en annen vinkel. Evt. artefakter og drop-outs i apikale bilder vil avsløres. Vinkling helt til fremre plan fremstiller fremre del av muskulære ventrikkelseptum og infundibulum i frontalplan.



Figur 27. Subcostalt 4-kammerbilde

Ved å rotere transduser 90° fra 4-kammerplan, vinkle litt mot h. skulder og rotere en anelse mot urviseren vil man få et tilnærmet **sagittalt snitt**. Man vil da se vena cava superior (VCS) der denne munner i HA ved starten av atriaseptum (figur 28). Atriaseptum danner en jevn bue som forbinder innmunningen av vena cava superior og inferior. Sekundumdefekter er lokalisert midt på denne buen, mens



Figur 28. Subcostalt sagittalplan (atriaseptum-prosjeksjon)

sinus venosusdefekter sitter ved innmunningen av vena cava superior eller vena cava inferior. Vinkles transduser derfra over mot venstre skulder og roteres 30-45° (figur 29), finner man infundibulum, pulmonalklaffen og arteria pulmonalis.

14.10.6 Tilgang suprasternalt

Pasienten i ryggeleie med lett ekstendert nakke og hodet dreiet halvt mot venstre. Transduser i jugulum.

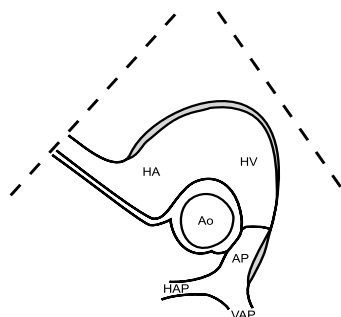
14.10.6.1 Aortabueprosjeksjon

Transduser i plan ca.45° på sagittalplanet fra bakre venstre til fremre høyre kvadrant. Aortabuen fremstilles i lengdeakse (figur 30) med avgang av de store kar (truncus brachiocephalicus, a. carotis sin. og a. subclavia sin.). Coarctasjoner vil kunne fremstilles her, men skyggen fra venstre hovedbronchus gjør at man sjelden kan følge aorta desc. særlig langt forbi vanlig coarctasjonssted. (Venstre hovedbronchus sees IKKE som et hulrom, fordi den er fylt med luft og ikke veske.) Ved rotasjon 90° fremstilles aortabuen i tverrsnitt (figur 31). Over denne sees tverrvenen (vena brachioceph. sin.) i lengdeakse. Under aortabuen sees h. gren av art. pulmonalis i lengdesnitt ut til første bifurkasjon. Under denne igjen fremstilles venstre atrium i frontalplan, ofte med innmunning av alle 4 lungevener.

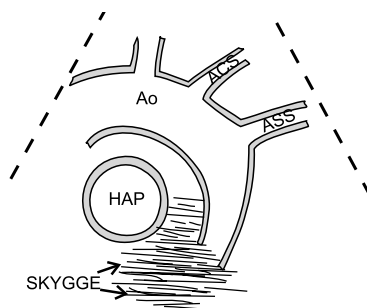
14.10.6.2 Ductusprosjeksjon

(Figur 32). Utgangspunkt aortabuen i lengdesnitt. Transduser rotere lett mot urviseren og planet vinkles lateralt mot venstre. Fra å ha høyre art. pulm. i tverrsnitt får man art. pulm. hovedstamme distalt og begynnelsen av venstre art. pulm. Sistnevnte krysser her bakre aortabue og i skjæringsstedet vil evt. en ductus som regel befinne seg.

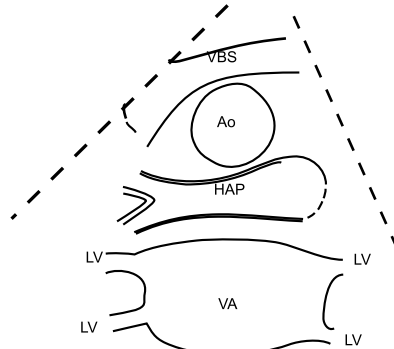
Dersom skjemaet følges systematisk vil de vesentligste delene av hjertet være fremstilt. For spesielle problemer må selvsagt snittene individualiseres men standardprosjeksjonene bør tas med.



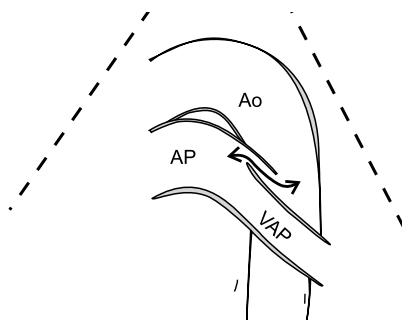
Figur 29. Subcostalt sagittalplan. Arteria pulmonalis.



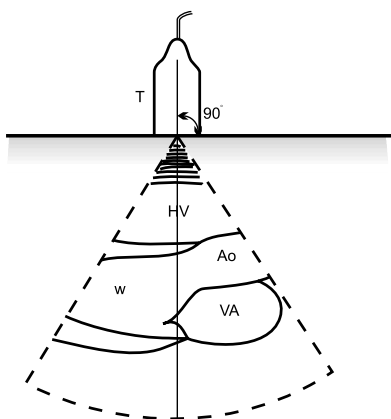
Figur 30. Suprasternal. Aortabuen i lengdesnitt. (HAP=høyre art. pulmonale)



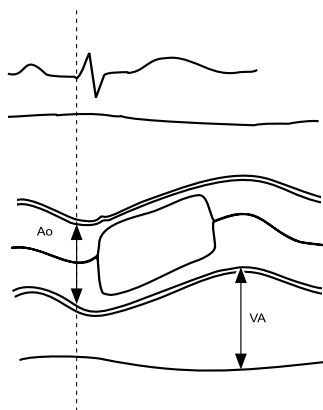
Figur 31. Suprasternalt frontalsnitt.



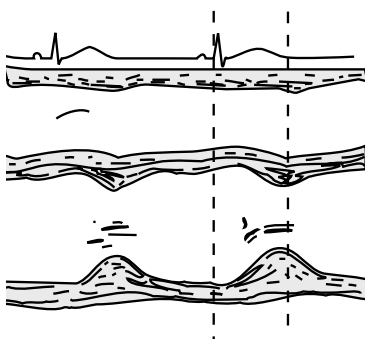
Figur 32. Suprasternal «ductussnitt»



Figur 33. Standardposisjon for parasternal M-mode-registrering. HV = høyre ventrikkel, VV = venstre ventrikkel, VA = venstre atrium, Ao = aorta, T = transducer.



Figur 34. M-mode i aortaklaffenivå.



Figur 35. M-mode av venstre ventrikkel. stiplede linjer viser riktige måletidspunkt.

14.11 Praktisk bruk av M-mode ekkokardiografi

Selv om M-mode ekkokardiografi var i bruk før todimensjonal ekkokardiografi, vil man i dag vanligvis betrakte disse metodene som to deler av samme undersøkelse. Ekkomaskinene tillater å styre M-mode-undersøkelsen fra det todimensjonale bildet, noe som letter utførelsen.

Den høye pulsrepetisjonsfrekvensen gir meget bedre tidsoppløsning og tillater en nøyaktig fremstilling av strukturenes bevegelsesmønster, blant annet med eksakt bestemmelse av klaffenes åpnings- og lukningstidspunkt. Samtidig registrering av EKG gir ytterligere mulighet for bestemmelse av tidsintervaller.

Ved å følge en standardisering av undersøkelsen vil man oppnå godt reproducerbare målinger. Pasientene vil da kunne følges med nøyaktige data i utviklingen av hjertesykdom.

14.11.1 Generelle måleprinsipper

Pasienten undersøkes i skrått venstre sideleie med transducer i parasternal posisjon i 3 - 4 venstre intercostalrom.

Ved utmålingen på registreringene benyttes "leading edge"-prinsippet, det vil si at fremre begrensning av et ekko alltid benyttes. Dette er hensiktsmessig fordi starten av et ekko alltid er klart definert mens "halen" av et tykt ekko forandres med signalbehandlingen.

Dimensjonen av rør og hulrom måles alltid som diameteren av et tverrsnitt i et definert nivå. Lydstrålen vil da treffe veggene vinkelrett og gå gjennom sentrum slik at all konsentriske bevegelse av veggene skjer aksialt i forhold til lydstrålen. Strålen rammer samme punkt i vegg til enhver tid i hjertesyklus og dette vil gi et kontinuerlig ekko på registreringen. Motsatt vil kontinuerlige ekko være en garanti for at en vegg i bevegelse er truffet vinkelrett.

Alle diastoliske dimensjoner måles i endediastole definert som starten av QRS-komplekset. Standardisering er nødvendig for å oppnå nøyaktige data som er reproducerbare. Dersom kvalitetskriteriene ikke kan oppnås ved en standardisert utførelse, skal man avstå fra å utgi eksakte mål.

Nøyaktige dimensjonsmål er hovedsakelig aktuelt på registreringer fra aorta-, og venstre ventrikkelnivå fra parasternal posisjon. Registreringer av mitralklaff, pulmonalklaff og tricuspidalklaff er sjeldnere brukt, men da vesentlig for å bestemme åpnings- og luknings-tidspunkt.

M-mode ekkokardiografi kan dessuten benyttes fra alle andre posisjoner for å kartlegge bevegelsesmønstre og dimensjoner ved spesielle problemstillinger.

14.11.2 Aortaklaff

Transduseren plasseres parasternalt 3 - 4 venstre intercostalrom slik at transduser peker mot mitralklaffen når den står vinkelrett på thoraxveggen. Beste posisjon finnes fra langaksebildet. Avstanden til fremre aortavegg vil være like stor som avstanden til septum. Cursor legges gjennom aortaroten slik at spissen av aortacuspene treffes.

14.11.2.1 Kvalitetskrav

På M-mode registreringen sees aortaroten som to parallelle kontinuerlige ekko. Aortaklaffen skal normalt fremstilles med en bokslignende figur i systole og et kontinuerlig ekko midt mellom aortaveggene i diastole. Boksens fremre og bakre vegg er henholdsvis høyre og nonkoronare cusp. I diastole er disse smeltet sammen til en felles lukkelinje. Registreringene bør fremstille både åpnings- og lukningspunktet, noe som er vanskelig når hjertets bevegelser er livlige. I en korrekt registrering av aortaklaffen vil bevegelsen av bakveggen i venstre atrium som ligger bak aortaroten, være minimal.

14.11.2.2 Vurdering:

Venstre atriums diameter måles fra fremre begrensning av bakre aortavegg til fremre begrensning av venstre atriums bakvegg. Målingene gjøres i endesystole der venstre atriums diameter er størst. Aortarotens diameter måles fra fremre begrensning av fremre aortavegg til fremre begrensning av bakre aortavegg. Målingen gjøres i endediastole ved starten av QRS-komplekset.

Forholdet mellom høyre ventrikkels utløpsdel, aortaroten og venstre atrium skal normalt være ca 1/3 hver av hjertets totale diameter.

14.11.3 Venstre ventrikkel

14.11.3.1 Transduser

Venstresidig parasternal posisjon rett over mitralklaffen slik at lydstrålen treffer vinkelrett på septum.. Lydstrålen rettes deretter mot venstre ventrikkel i nivå like over spissen av papillemusklene.

14.11.3.2 Synlige strukturer

Nærmest transduseren fremstilles ekko fra thoraxveggen og høyre ventrikkels fri vegg. Oppløsningen er her oftest dårlig og nøyaktig måling av høyre ventrikkels veggtykkelse er sjelden mulig. Bak veggen ser man høyre ventrikkel som vanligvis har diameter mindre enn halvparten av venstre ventrikkel. Septum har normalt relativt flat bevegelse på forsiden, mens baksiden beveges bakover for hver systole. Begrensningen på hver side er endokard, vanligvis et relativt tynt, men kontinuerlig ekko. Av og til sees noen tykke ekko på fremsiden av septum. Disse representerer den septale chordafester til tricuspidalklaffen. Venstre ventrikkels bakvegg kommer frem med et tynt kontinuerlig endokardekko og kraftig ekko fra epikard og perikard. Dette siste ekko er det kraftigste i hele registreringen og man må redusere "gain" for å lokalisere det nøyaktig.

14.11.3.3 Kvalitetskrav

Det er her viktig at man følger standardiseringskravene (jfr. Generelle måleprinsipper). Riktig nivå ligger mellom papillemusklene og mitralklaffen. Noe ekko fra chordae skal derfor være synlig. Bakveggens endokard er som regel et tynt, kontinuerlig ekko som har den bratteste stigningen under systole. Chorda og trabekler som ligger like foran gir som regel et tykkere ekko, ofte ikke kontinuerlig, og har slakere systolisk stigning.

14.11.3.4 Vurdering:

En korrekt M-mode registrering av venstre ventrikkel gir kvantitative data som er reproducerbare. De viktigste målinger er: **Septums tykkelse** i endediastole, målt fra fremre begrensning av høyre sides endokard til fremre begrensning av venstre sides endokard. Det er her viktig ikke å ta med høyre sides papillemuskel og trabekler, da dette kan imitere septumhypertrofi. Trabekler avsløres ofte ved

at "septum" synes å fortykkes i endediastole. Et todimensjonalt bilde vil avhjelpe dette problemet. **Venstre ventrikkels endediastoliske diameter**, målt fra fremre begrensning av endokard på venstre side til fremre begrensning av bakveggs endokard. Endediastole er her også definert som starten av QRS-komplekset. **Venstre ventrikkels endesystoliske diameter**, målt som foregående, men ved endesystole definert som tidspunktet der septums venstre begrensning har sitt mest posteriore punkt. Hvis dette ikke lar seg bestemme, f.eks. ved patologisk septumbevegelse ved venstre grenblokk, eller etter gjennomgått hjerteoperasjon, kan bakveggs mest anteriore punkt brukes som endediastole, evt. punktet for korteste avstand mellom septum og bakvegg. Bakveggs tykkelse målt i endediastole fra fremre begrensning av bakveggs endokard til fremre begrensning av epikard.

Ut fra de mål som gjøres på registreringene kan en del parametre beregnes. Aktuelle beregninger er: forkortningsfraksjon, ejeksjonsfraksjon, venstre ventrikkels muskelmasse. Forutsetningen for disse er imidlertid at venstre ventrikkle har en tilnærmet normal, elipsoid form og at funksjonen er omtrent lik i alle avsnitt. Ved fokale skader av ventrikkelen kan formelen ikke benyttes. Formlene for slike beregninger finnes i spesiallitteratur. Man må huske på at resultatene aldri blir mer nøyaktig enn de målingene som er gjort. Det har derfor ingen hensikt å gjøre beregninger ut fra usikre målinger. Det er nyttig å dokumentere cursors plassering ved M-mode registreringer ved hjelp av todimensjonalt bilde. Dette letter bedømmelsen av om målinger er sammenlignbare når man følger en pasient over tid.

Det er viktig å være klar over at skjev tilgang gir falskt høye verdier. Da er det bedre å gjøre dimensjonsmålinger direkte på det todimensjonale bildet. På noen maskiner kan M-mode linje plasseres uavhengig av lydstrålens retning. Maskinen generer da en M-modelinje fra den todimensjonale informasjonen. Dette kan avhjelpe problemene ved skjev tilgang, men registreringene blir sjelden like pene som en original M-modelinje.

14.11.4 Andre M-mode registreringer

Registrering av bevegelsesmønstre i alle deler av hjertet kan i prinsippet foretas der man måtte komme best til. Enkelte kunstige ventiler undersøkes best fra apex-posisjon. Tykkelsen av høyre ventrikkels fri vegg måles noen ganger best fra subcostal posisjon. Hos emfysempasienter uten akustisk vindu parasternalt, kan subcostal tilgang brukes for måling av venstre ventrikkels dimensjoner.

Registrering av enkeltstrukturers bevegelsesmønster kan av og til gi diagnostiske holdepunkter, f.eks. identifisering av rumperte chorda i mitralapparatet.

14.12 Praktisk bruk av Doppler ekkokardiografi

Dopplerundersøkelse av hjertet kan gjøres med og uten veiledning fra det todimensjonale ekkokardiografiske bildet. Da de fleste vil ha mulighet for å gjøre det med veiledning, beskrives en slik undersøkelse. Dopplerundersøkelse uten ekkobilde gjøres prinsipielt på samme måte, men krever at undersøkeren orienterer seg etter Dopplersignalene alene, noe som tar mer tid og krever lengre erfaring.

14.12.1 Generelle prinsipper

Ved en Dopplerundersøkelse måles blodstrømmens hastigheter og retning. Forutsetningen for at hastighetsmålingene er korrekte, er at blodstrømmen er parallell med lydstrålen. Vinkelavvik på inntil 20° kan tolereres fordi feilen da blir under 6 %. Det er derfor meget viktig under gjennomføringen av en undersøkelse å plassere lydstrålen riktig i forhold til den blodstrømmen man ønsker å måle. Ekkokardiografibildene viser bare anatomi og ikke blodstrømsretning. Med fargeDoppler kan man anslå retningen, men man må alltid forsøke flere transduserposisjoner, for å sikre seg at man måler den høyeste hastigheten, dvs. at lydstrålen er parallell med blodstrømmen. Dette gjelder spesielt ved undersøkelse av stenotiske klaffer. Der vil retningen være usikker. Vinkelkorleksjon etter fargeDoppler er ikke å anbefale, fordi selv små vinkelfeil gir

store hastighetsfeil når lyd og blodstrøm ikke er parallelle. Ved sinusrytme bruker man den høyeste oppnådde gradienten, fordi hastigheten uten vinkelkorleksjon aldri overestimeres. Ved varierende R-R intervaller, f. eks. ved atrieflimmer, benyttes gjennomsnitt av fem påfølgende slag. Man skal unngå måling på ekstrasystoler og deres påfølgende slag.

Høye blodstrømhastigheter kan være be-
tinget i trykkforskjeller eller stort slagvolum. Trykkforskjeller kan beregnes etter den modifiserte Bernoullis ligning:

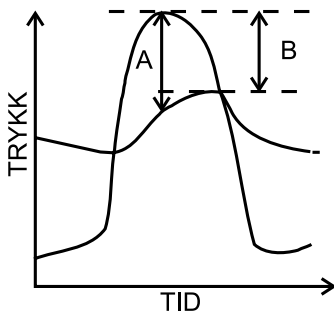
$$P_2 - P_1 = 4V_2^2 - 4V_1^2$$

Dette kan forenkles ved grader av betydning til:

$$P_2 - P_1 = 4VV_2^2$$

Dette gjelder både for stenoser, insuffisienser og forbindelser mellom det store og lille kretsløp (f.eks. ventrikkelseptumdefekt).

Med Doppler måler man hastigheter og beregner ut fra dette øyeblikksgrader, instangrader. Disse må ikke forveksles med forskjeller i maksimaltrykk, "peak to peak"-grader, som gjerne oppgis ved trykkmålinger under kateterisering (figur 36).



Figur 36. Måling av instangradient (A) og "peak to peak"-gradient (B) på konvensjonelle trykkkurver ved kateterisering.

Når blodstrømmen skal passere en innsnevring, øker hastigheten. Med Doppler kan man derfor lokalisere forsnævninger både i klaffer og på andre nivåer.

Hvis ikke stenoser forstyrrer blodstrømmen, kan man måle blodvolumet som passerer i en klaff eller et kar dersom man kjenner tverrsnittet. Dette kan brukes til å beregne minuttvolum og størrelse av shunter. Beregningene krever stor nøyaktighet og byr på metodologiske problemer. Ved atrieflimmer bør det beregnes gjennomsnitt av en kontinuerlig

serie på minst fem slag. Det henvises til spesiallitteratur.

Hvis man kan beregne minuttvolumet, kan man også i enkelte tilfeller beregne klaffeareal. Prinsippet bygger på at minuttvolumet er likt på alle nivåer i sirkulasjonen, dersom det ikke foreligger shunting. Tverrsnitt x hastighetsintegral er altså konstant. Kjenner man hastighetsintegralene to steder og tverrsnittsarealet et av stedene, har man en ligning med én ukjent.

Klaffeinsuffisienser er lette å påvise med Doppler fordi man finner en "jetstrøm" gjennom klaffen inn i det tilførende kammer i den fasen av hjertesykklus da den skulle være lukket. Påvisning av insuffisiens er enklest med farge-Doppler. Har man ikke dette, vil pulset Doppler kunne påvise insuffisiensens lokalisasjon og utbredelse ved at man leter gjennom tilførende kammer. FargeDoppler er i prinsipp en pulset Doppler der all informasjonen fremstilles på en gang.

Kontinuerlig Doppler vil kunne måle hastigheten i jetstrømmen slik at trykkforskjellen over klaffen kan anslås og vil samtidig kunne bidra noe til å kvantitere den.

I pulset registrering fortoner et slikt signal seg som støy, mens det blir høyfrekvent, rent signal med kontinuerlig teknikk. Med Doppler kan man påvise selv minimale insuffisienser som ikke er utrykk for patologi.

14.12.2 Undersøkelserutine

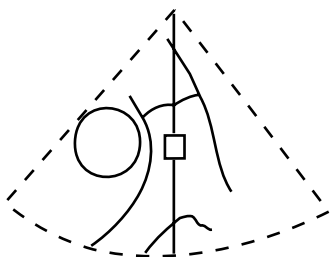
Undersøkelsen bør gjøres etter et fast mønster slik at man undersøker funksjonen av alle fire hjerteklaffer og gjør seg opp en mening om de hemodynamiske forhold i alle deler av hjertet og de store kar. Stenoser kvantiteres med gradientberegninger. Insuffisienser påvises og graden anslås. Absolutte trykk estimeres der dette er mulig ved hjelp av beregnede trykkforskjeller. Alle disse informasjonene må samholdes med de anatomiske data man får med ekkokardiografi. Dopplermålingene må derfor integreres i den ekkokardiografiske undersøkelsen på en hensiktsmessig måte.

14.12.2.1 Pulmonalostiet

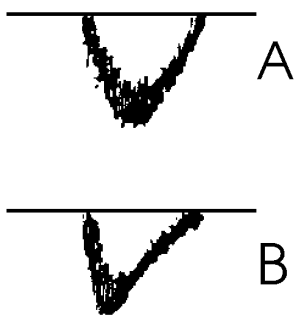
Med utgangspunkt i et parasternalt kortaksbilde flyttes transduseren litt lavere på thorax til man fremstiller arteria pulmonalis i et lengdesnitt som viser bifurkaturen. Målevolumet

(pulset teknikk) plasseres like distalt for pulmonalklaffen slik at lydstrålen er parallell med arteriens hovedstamme (figur 36). Deretter flyttes målevolumet i karetts retning inntil man registrerer den høyeste hastigheten. Forskjellige transduser-posisjoner forsøkes, spesielt dersom det foreligger stenose. Subcostal tilgang forsøkes dersom det er vanskelige akustiske forhold parasternalt. Det parasternale akustiske vinduet blir større i ekspirasjonsfase. Klaffen undersøkes for insuffisiens. Liten pulmonalinsuffisiens er et normalfunn. På fargeDoppler vil den se ut som en liten flamme som "henger" under klaffen i diastole. Diastolisk pulmonaltrykk kan beregnes ut fra hastigheten i en pulmonalinsuffisiens.

Maksimalhastigheten i pulmonalostiet er normalt 0,6 - 0,9 m/s. Denne nåes midt i systolen. Ved pulmonal hypertensjon kan maksimalhastigheten opptre i tidlig systole slik at signalet blir asymmetrisk (figur 37). Ved stor insuffisiens øker den systoliske hastigheten og i diastole registreres retrograd blodstrøm. Insuffisienshastighet som synker til null før endediastole kan tas som tegn på trykkutjevning mellom pulmonalkretsløpet og høyre ventrikkell.



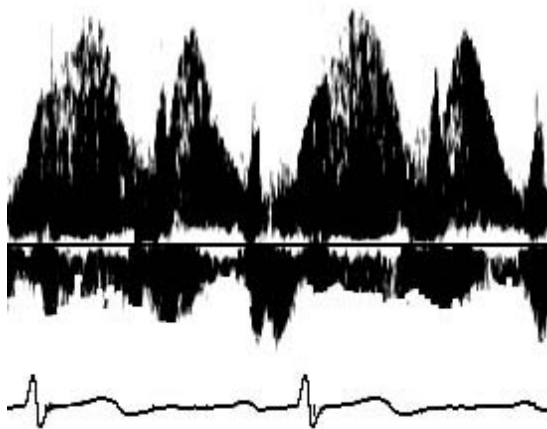
Figur 37. Hastighetsmåling i pulmonalostiet.



Figur 38. Dopplersignal fra pulmonalostiet.
A normalt. B pulmonal hypertensjon

14.12.2.2 Lungevener

Lungevenestømning måles lettest i øvre høyre lungevene fra apikalt firkammerbilde trans-thorakalt og fra øvre venstre lungevene trans-sofagealt. Innstrømningsmønsteret til venstre atrium kan gi oss viktig informasjon. Varighet og relativ størrelse av komponentene er viktigere enn absolutte hastigheter fordi vinkelen vi treffer blodstrømmen med oftest er usikker.



Figur 39. Normalt lungevesignal

Normalt vil signalet kunne deles i tre hovedfaser: Atriebølgen som fremkommer når atriets kontraheres, ses som kortvarig blodstrøm ut av atriets. Varigheten av denne er kortere enn atriebølgen varighet i mitralsignalet fordi trykket i venstre ventrikkell i sendiastole er lavere enn lungevenetrykket. Ved høyt endediastolisk trykk i venstre ventrikkell stopper blodstrømmen til ventrikkellen tidligere enn den retrograde blodstrømmen i lungevenemunningen. Den systoliske komponenten dannes av to hendelser: Første del av fylningen skyldes at atriets relaxeres. Denne fasen går umiddelbart over i neste fylningsfase som skyldes at AV-ringen trekkes mot apex under ventrikkelsystole og atriets suger blod fra lungevenene som når man fyller et trekkspill med luft. Diastolekomponenten dannes når mitralklaffen åpner og atriets blir et forbindelsesrør mellom lungevener og venstre ventrikkell. Hvis ventrikkellen fylles for langsomt (f.eks. hypertrofi), må atriets øke sin innsats for å avslutte fylningen i siste del av diastolen. Atriefylningen blir en viktigere del og systolekomponenten i lungevesignalet øker. Ved en sviktende venstre ventrikkell klarer ikke atriets å tømme seg, fordi trykket i ventrikke-

len allerede er høyt når atriesystolen kommer. Det er da lite mulighet for å etterfylle atriet ved relaksasjonen og ventrikkelsystolen. Formidlingen av blod direkte fra lungevenner til ventrikkelen i tidlig diastole blir den dominerende komponenten og diastolen vil derfor dominere lungevenesignalet.

Ved mitralinsuffisiens av betydning ser vi at systolekomponenten i lungevenesignalet reduseres og eventuelt reverseres i sensystole, som følge av stor trykkøkning når insuffisiensjetstrømmen fyller opp atriet.

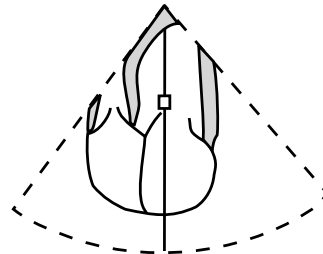
Informasjonen i lungevenesignalet er også nyttig ved spørsmål om restriktiv kardiomyopati, konstriktiv perikarditt og tamponade.

Det presiseres at lungevenesignalet må tolkes med forsiktighet, og i sammenheng med all annen informasjon, spesielt mitralsignalet.

14.12.2.3 Mitralostiet

I et apikalt 4-kammerbilde plasseres målevolumet like foran mitralklaffen. (figur 40). Signalet er som regel topuklet med en tidlig diastolisk maksimalhastighet på 0,6 - 1,3 m/s og en litt lavere sendiastolisk hastighetsøkning som skyldes atriesystolen, a-bølgen. (figur 41). Ved diastolisk funksjonsforstyrrelse i venstre ventrikkel, f.eks. ved venstre ventrikkel hypertrofi, kan a-bølgen ha høyere hastighet enn det tidlig diastoliske signalet. Dette skyldes en forsinket relaksasjon av v. ventrikkels myokard slik at det meste av fylningen må skje under atriesystole. Dersom v. ventrikkel blir uettergivelig og slapp som f.eks. etter utbredte infarkt-skader ser man at initialhastigheten i signalet er høy, men at hastigheten reduseres raskt. Man kan måle deselerasjonstiden som er tiden fra den initiale maksimalhastigheten i mitralsignalet (E-bølgen) til en tenkt linje langs kanten av signalet ville truffet 0-linjen. Denne er normalt mer enn 180 ms. En kort deselerasjonstid kan tyde på at trykket i venstre ventrikkel øker raskere enn vanlig fordi ventrikkelen er maksimalt dilatert.

Høy hastighet i mitralostiet sees ved stenose eller ved øket diastolisk blodstrøm. Det siste kan skyldes øket minuttvolum, shunter med venstresidig volumbelastning eller mitralinsuffisiens. Gradientmåling er bare meningsfylt ved stenoser. Da er trykthalveringstiden, T1/2, forlenget, vanligvis til mer enn 100 ms, mens den ved volumbelastning er normal, mindre enn



Figur 40. Hastighetsmåling i mitralostiet



Figur 41. Mitralsignal
A. normalt. B. stenose



60 ms. T1/2 er tiden som går fra gradienten er maksimal, dvs. fra maksimalhastighetspunktet (V max), til gradienten er halvert. Hastigheten er da redusert til:

$$V_{1/2} = \frac{V_{\max}}{\sqrt{2}}$$

Man har funnet en empirisk sammenheng mellom klaffeareal og T1/2:

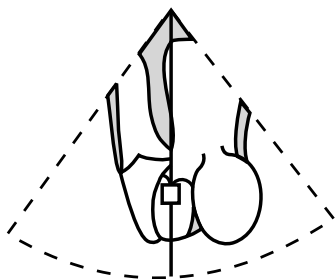
$$\text{Mitralklaffeareal (cm}^2\text{)} = \frac{200}{T_{1/2}(\text{ms})}$$

Påvisning av mitralinsuffisiens er oftest lett fordi Dopplermetodikk er sensitiv. Med farge-Doppler eller konvensjonell pulset teknikk fanger man opp en jetstrøm like bak klaffen i systole. Kvantitering av mitralinsuffisiens er vanskelig. Det baseres på skjønn ut fra signalets intensitet og utbredelse i venstre atrium. Sammenligning av intensiteten i det antegrade (normale) mitralsignalet og det retrograde insuffisienssignalet med kontinuerlig Doppler kan hjelpe noe. Ved større insuffisienser fremstilles blodstrømmen inn mot klaffen fra ventrikkelsiden med fargeDoppler. Dette indikerer at et signifikant volum blod er på vei mot

lekkasjestedet. Minimal insuffisiens kan være et normalfunn, spesielt i tidlig systole.

14.12.2.4 Aortaostiet

Utgangspunktet er apikalt 4-kammerbilde. Ved å vippe planet mer anteriørt fremstilles utløpet fra venstre ventrikkel. Målevolumet plasseres like distalt for klaffeplanet (figur 42). Det kan være vanskelig å oppnå korrekt vinkel mellom lydstrålen og aortaroten. Suprasternal posisjon kan gi et godt aortasignal, men dette gjøres best med en liten Dopplertransduser uten ekkokardiografisk veiledning. Ved aortastenose må man alltid forsøke fra apikal, høyresidig parasternal (i høyre sideleie), suprasternal og subcostal posisjon.



Figur 42. Hastighetsmåling i aortaostiet

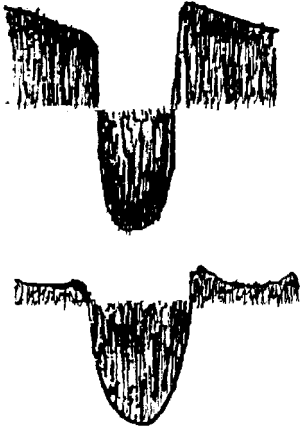
Normalt vil aortasignalet ha et relativt tidlig hastighetsmaksium på 1,0 - 1,7 m/s. (kfr. figur 43). Denne kurveformen finner man også ved moderate stenoser og ved store insuffisienser. Ved de siste kan maksimalhastigheten være høy som uttrykk for et meget stort slagvolum. Ved høygradige stenoser vil maksimalhastigheten nås senere i systolen. Signalet kan da være lett å forveksle med mitralinsuffisiens, dersom undersøkelsen gjøres uten ekkokardiografisk veiledning. Mitralklaffen lekker imidlertid også i isovolumetrisk kontraksjons- og relaksasjonsfase og signalet blir da bredere enn ved aortastenose. Hastigheten som måles ved mitralinsuffisiens er imidlertid omtrent den samme som ved høygradig aortastenose, mer enn 4 m/s.



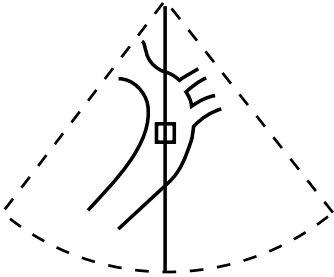
Figur 43. Normalt aortasignal.

Instantangradienten ved aortastenose er høyere enn "peak to peak"-gradienten. For skjellen er størst ved moderate stenoser når det samtidig er insuffisiens. Dopplermetodikken måler instantangradienten. Metoden overestimerer aldri gradienten, men ved suboptimalt signal kan den underestimeres betydelig.

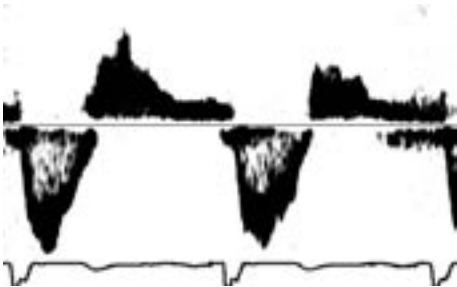
Det er viktig å være bevisst på at svikten- de venstre ventrikkel ikke kan generere høye trykk. Følgen kan bli lavt minuttvolum og moderat trykkgradient. Det er derfor viktig å beregne klaffearealet ved aortastenoser, slik at høygradige aortastenose erkjennes. Klaffearealet kan beregnes ved et kontinuitetsprinsipp, vanligst ved at slagvolumet i utløpet av venstre ventrikkel forutsettes lik slagvolumet som passerer gjennom aortaklaffen. Arealet i utløpet kan beregnes ved å måle diameteren rett under klaffen. Arealet multiplisert med integralet av hastighetskurven i utløpet gir slagvolumet. Ved å dividere med aortastenosesignals hastighetsintegral får man aortaklaffens areal. Alvorlig aortastenose har vanligvis et areal på mindre enn 0,7 cm². Man må imidlertid være klar over at beregningen forutsetter betydelig nøyaktighet, spesielt ved måling av utløpsdiameteren. Hastighetsprofilen subvalvulært må i tillegg være flat, subvalvulære stenoser ødelegger beregningsgrunnlaget. Det er fornuftig å beregne minuttvolumet i utløpet (slagvolum x frekvens) for å se om dette er rimelig. Aortainsuffisiens påvises best fra apikal posisjon. Den kan angis semikvantitativt som ved mitralinsuffisiens på bakgrunn av skjønn. Grunnlaget er jetstrømmens utbredelse og intensitet. Trykkhalveringstiden i insuffisiensjetstrømmen kan indikere hvor fort venstre ventrikkel fylles opp og hvor raskt trykket i aorta faller under diastolen. Store insuffisienser har kort trykkhalveringstid. Små insuffisienser har lang trykkhalveringstid fordi aortatrykket bevares og venstre ventrikkel diastoletrykk holdes lavt. Det er viktig å være klar over at en rekke andre faktorer også spiller inn og bedømmelsen av trykkhalveringstid må foretas med stor kritisk sans. Hvis man også påviser retrograd blodstrøm i bakre del av aortabuen (figur 43) gjennom en større del av diastolen, tyder det på alvorlig aortainsuffisiens (figur 44). Ved stor insuffisiens finner man også økt slagvolum subvalvulært.



Figur 44. Sammenligning mellom aortastenose og mitralinsuffisiens. Aortastenose m/insuffisiens (A) og mitralinsuffisiens (B).



Figur 45. Målepunkt i bakre del av aortabuen.

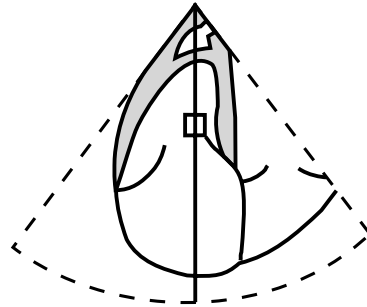


Figur 46. Dopplersignal fra bakre del av aortabuen v/aortainsuffisiens. Blodstrømmen går retrograd i hele diastolen pga. stor lekkasje i aortaklaffen.

14.12.2.5 Tricuspidalostiet

Utgangspunktet er apikalt 4-kammerbilde. Blodstrømmen er rettet mer anteriørt enn i mitralostiet på grunn av klaffens orientering. Best signal oppnås derfor ofte med transduseren litt oppad, medialt for apex.

Blodstrømmen gjennom tricuspidalostiet og mitralostiet har mange fellestrekk (kfr. figur 46). Tricuspidalostiet er større og derfor er hastigheten lavere, normalt 0,3 - 0,7 m/s. Stenoser er sjeldne og forekommer da oftest samtidig med annen revmatisk klaffefeil. Sekundære stenoser kan forekomme, f.eks. ved oppfyllninger i høyre atrium som obstruerer ostiet (tumores, tromber). Hyppigste årsaken til høy tricuspidalhastighet er øket diastolisk blodvolum som ved tricuspidalinsuffisiens eller venstre høyreshunt på atrienivå (ASD). Man vurderer hastigheten best ved å sammenligne med mitralhastigheten. Maksimalhastigheten i tricuspidalostiet er normalt ca. 0,8 x mitralhastigheten.



Figur 47. Hastighetsmåling i tricuspidalostiet.



Figur 48. Normalt tricuspidalsignal.

14.12.2.6 Systemiske vener

For å vurdere de hemodynamiske forholdene i høyre atrium kan man skaffe seg informasjon fra venesystemet. Resonnementet vedrørende innstrømmingen til høyre atrium er på mange måter analog med lungeveneinstrømming til venstre atrium. På grunn av respirasjonen vil mønsteret variere mer ettersom hvilken respirasjonsfase det registreres i. Man kan skaffe seg informasjon fra vena cava inferior, levervener under subcostal registrering og fra vena cava superior, lettest ved registreringer fra supraclaviculær posisjon på høyre side. Vena cava inferior vil kollabere i større eller mindre grad

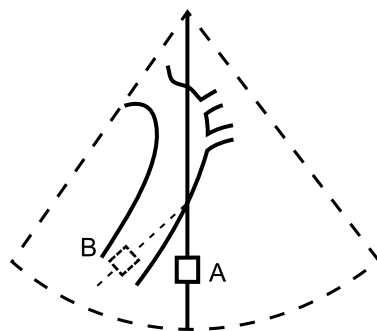
ved inspirasjon når blodet suges inn i lungene gjennom høyre hjertehalvdel. Normalt vil diameteren reduseres til det halve. Mindre grad av kollaps kan tyde på økt trykk i høyre atrium. En grov, semikvantitativ estimering kan gjøres ut fra dette.

Svingningene i innstrømningen til atriet styres av atrieaktiviteten og kommer i tillegg til respirasjonssvingningene. Høyre atrium vil normalt fylles i atriadiastole og under ventrikkelsystole, men vil tømmes kortvarig retrograd i atriesystole. Ved stor tricuspidalinsuffisiens vil innstrømningen til høyre atrium motvirkes av regurgitasjonsvolumet fra høyre ventrikel og kan bli reversert. Det anbefales at tolkningen av kurvene gjøres som en integrert del av totalvurderingen og ikke analyseres isolert.

14.12.3 Doppler ved spesielle problemstillinger.

Den standardiserte undersøkelsen av hjertets fire ostier er grunnstenen i en klinisk rettet Dopplerundersøkelse. En fullstendig undersøkelse må i tillegg skreddersys etter hver enkelt problemstilling.

Ved medfødte hjertefeil vil nær sagt alle hemodynamiske forhold være mulig. Undersøkelsen må da legges opp individuelt, men bør bygges opp over et systematisk mønster. Man bør "følge" blodstrømmen fra systemvener, gjennom høyre hjertehalvdel til lungekretsløpet, gjennom venstre hjertehalvdel og ut i systemkretsløpet. Hjertet gjennomses for shunter. Atrioseptum analyseres med fargeDoppler for å avsløre passasje av blod. Høyre ventrikel letes gjennom med fargeDoppler ved mistanke om ventrikkelseptumdefekt. Ved mulig persisterende ductus arteriosus undersøkes området ved bifurkaturen i arteria pulmonalis og bakre aortabue spesielt nøye med tanke på kontinuerlig, pulserende, systolisk/diastolisk blodstrøm. Ved mistanke om coarctatio måles blodstrømmen i bakre del av aortabuen. Vær her oppmerksom på at bakveggen i aortabuen kan virke som en reflektor for lydstrålen slik at man på det todimensjonale bildet finner tydelig strømningsmønster for aorta descendens bakenfor karet (figur 49). Ved kompliserte hjertemisdannelser må man passe på at konklusjonen er logisk, - blodet må gå rundt.



Figur 49. Speileffekt av bakre aortavegg. A) Angivelse av målepunkt ved us. av aorta descendens. B) Angivelse av det reelle målepunkt. Bakre aortavegg virker som et speil. Maskinen tror lyden har gått rett frem.

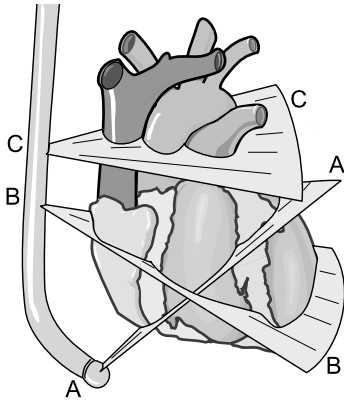
Kunstige hjerteventiler kan være vanskelige å undersøke. Påvisning av insuffisiens er viktig, man må være oppmerksom på at mekaniske ventiler normalt har en liten lekkasje. Metallventiler vil "skygge" for blodstrømsignalet bak. Tolkningen kan by på problemer fordi de forskjellige ventiltypene har ulik hemodynamisk profil. Ventilstørrelsen vil influere på maksimalhastigheten. Resultater fra en tidligere undersøkelse av samme pasient vil kunne lette tolkningen. På grunn av at minuttvolum og hjerterytme influerer betydelig på hastigheten gjennom ventiler, er det tilrådelig å forsøke beregning av klaffens effektive areal der dette er mulig.

Doppler er et hjelpemiddel med store muligheter og dype fallgruver. Det er viktig at man til enhver tid er klar over problemstillingen og hva man måler. Dersom man har klart for seg apparatets tekniske begrensninger vil metoden være et nyttig hjelpemiddel.

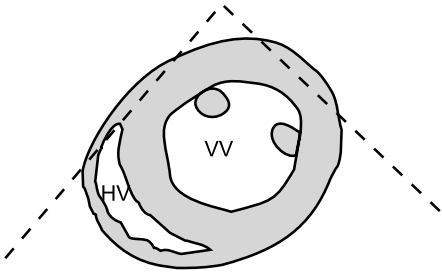
14.13 Praktisk bruk av transøsofagusekko

Pasienten skal være fastende.

Før transøsofagusekko skal det som hovedregel være utført en vanlig transthorakal ekkoundersøkelse. Pasienten bør informeres godt på forhånd både om prosedyren og hensikten med undersøkelsen. For pasienten vil det oppleves nærmest på samme måte som en gastroskopi. Pasienten må før undersøkelsen eksamineres om svelgvansker. Svelgproblemer kan tyde på divertikler i øsofagus og fordi instrumenterin-



Figur 50. Standard snitt gjennom hjertet ved transøsofagusekko: A) Kortakse av venstre ventrikel B) Firkammerbilde fra basis C) Kortaksebilde fra basis



Figur 51. Tverrsnitt av venstre ventrikel

gen er uten synsleddelse, risikerer man å perforere et divertikkel. Uavklarte svelgvansker er derfor kontraindikasjon mot undersøkelsen.

Pasienten må på forhånd ha fått etablert intravenøs tilgang og det skal være sug og resusciteringsutstyr tilgjengelig.

Undersøkelsen gjøres med pasienten i sideleie, høyre eller venstre. Fordi det ikke er optikk i transøsofagusproben, må det føres ned blindt. Introduksjonen av proben i øsofagus kan være noe mer problematisk enn for et gastroscop, fordi en litt lengre del av probens spiss er ubøyelig, ca 3 - 5 cm, avhengig av fabrikkmerket.

Lokalbedøvende spray gis i svelget før undersøkelsen for å dempe svelgrefleks. Øvrig premedikasjon er ofte ikke nødvendig. Ved kraftig brekningsrefleks og hos engstelige pasienter kan gis f.eks. diazepam i.v.

14.13.1 Kartlegging av hjertets anatomi med transøsofagusekko.

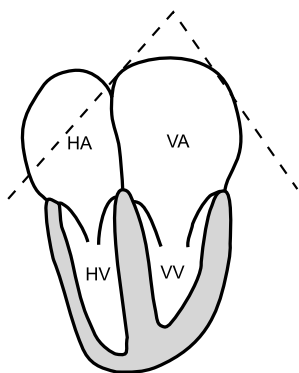
Undersøkelsen skal i større grad enn ved vanlig ekkokardiografi være spesifikt problemrettet. Årsaken er at undersøkelsestiden bør være kortest mulig av hensyn til pasienten. Fordi man på forhånd har gjennomgått hjertet systematisk med overflateekko, vil transøsofagusundersøkelsen være et supplement for å klargjøre detaljer. Det er en fordel å ta opp hele undersøkelsen på video, i det minste være liberal med videoopptak, slik at detaljer kan studeres i ro etter avsluttet undersøkelse. Undersøkelsen vil da sjelden vare lengre enn 10 min.

Man bør alltid starte med den delen av undersøkelsen som er vesentlig for å løse den aktuelle problemstillingen, i tilfelle man plutselig må avbryte undersøkelsen, f.eks. hvis pasienten ikke tolererer proben godt. Man bør likevel ha et fast undersøkelsesmønster som ramme som er fullført når undersøkelsen avsluttes. Plan 0° menes scanning på tvers av probens lengderetning, 90° tilsvarer scanning i plan med probens lengdeakse. Ettersom nedføring av proben er mer ubehagelig enn tilbaketrekning er det mest naturlig å begynne undersøkelsen fra gastrisk ventrikel.

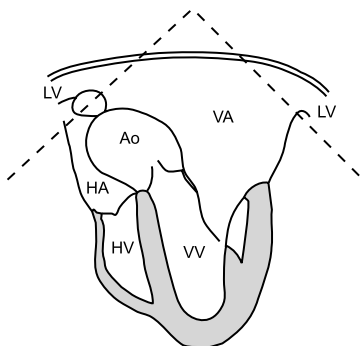
Man kan starte med kortaksebilde av v. ventrikel nær apex. Ved litt tilbaketrekning finnes kortaksebilde av v. ventrikel på papillemuskelnivå. Spesiell vekt legges her på vurdering av veggbevegelser og septumbevegelsen. Ved å rotere planet til langakse med proben i papillemuskelnivå inspiseres papillemuskler og chordae. Vurdering av bevegelse i bakveggen og fri fremre vegg gjøres bra i denne posisjonen.

Mitralapparatet og utløpet fra venstre ventrikel fremstilles bra med kortaksebilde (0°), deretter langaksebilde (ca 90° - 120°) i mitralringnivå.

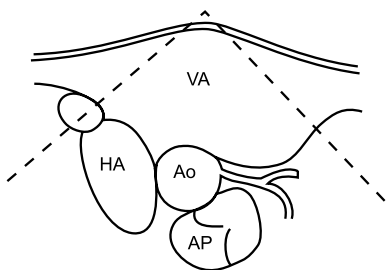
Videre tilbaketrekning til posisjon bak venstre atrium og rotasjon til ca 45° gir aortaklaffens cusper i kortaksesnitt. Fra denne posisjonen fremstilles også koronarostiene. Rotasjon til 135° fremstiller aortaklaffen og aorta ascendens i lengdesnitt. FargeDoppler vil her fremstille eventuell aortainsuffisiens. For å se høyre hjertehalvdel roteres tilbake til ca 60°. Man får da ofte bra bilde av både høyre atrium,



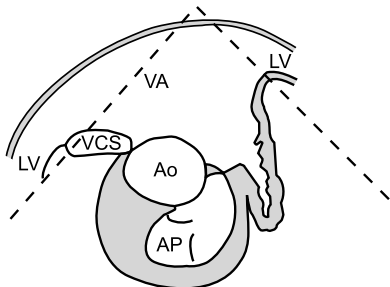
Figur 52. Transøsofagialt firkammerbilde



Figur 53. Transøsofagialt firkammerbilde, modifisert



Figur 54. Transøsofagialt tverrsnitt, aortarot



Figur 55. Transøsofagialt bilde. Tverrsnitt aortarot m/venstre aurikkel

tricuspidalklaff, høyre ventrikel og pulmonalostiet.

For å vurdere venstre atrium trekkes proben videre tilbake og planet roteres til 0° . Inspeksjon av mitralklaffen og vurdering med fargeDoppler avslører selv minimal patologi. Venstre aurikkel kan inspiseres med ulike rotasjonsvinkler for friprojisering med tanke på tromber. Taket av v. atrium vil kunne inspiseres med 90° plan. Ved rotasjon av planet tilbake til 0° og rotasjon av hele proben visualiseres atrieseptum og lungevener. Registrering av lungeveneflow fra øvre venstre lungevene er ofte enkelt.

Atrieseptum sees tydelig men bør sees på både i 0° og 90° . Innmunning av vena cava superior og inferior fremstilles lett. Ved tvil om defekt eller åpentstående foramen ovale kan man sette boblekontrast. Man blander da fysiologisk saltvann og luft ved å fylle en 10ml sprøyte med 9 ml vann og 1 ml luft. Dette presses gjennom en treveiskran raskt 10 - 20 ganger slik at vannet inneholder en mengde mikrobobler. Dette vannet settes intravenøst og vil fylle opp høyre atrium med "ekkotett" blod. Bobler som tar snarveien over atrieseptum til venstre atrium sees i tilfelle tydelig. De fleste atrieseptumdefekter ses godt uten bruk av kontrast.

Ved litt avansering og rotasjon av proben i lengdeaksen inspiseres tricuspidalostiet, høyre atrium og sinus coronarius.

Aorta descendens ligger bak spiserøret. Med planet i 0° roteres hele proben slik at aorta descendens dukker opp i tverrsnitt. Ved langsom tilbaketrekning inspiseres karet helt opp til buen. Ved å kompensere for krumningen i buen ved å øke vinkelen finner man også avgangen av buekarrene.

Fordi lokalbedøvelsen demper refleksene i svelget, bør pasientene vente 1/2 - 1 time før de prøver å drikke vann og deretter spise.

Pasienten som har fått sedasjon må observeres etter undersøkelsen og skal selvsagt ikke kjøre bil resten av dagen. Polikliniske pasienter må derfor på forhånd advares mot å ta med egen bil.

14.14 Indikasjoner for ekko/Dopplerundersøkelse

Undersøkelser kan være indisert ved

- A: Mistanke om anatomiske forandringer i hjertet, hjerteposen eller sentrale kar.
- B: Mistanke om feil i hjertets pumpefunksjon generelt eller i lokaliserte områder.

14.14.1 Generelt:

Ekko/Doppler er en «klinisk» undersøkelse. Undersøkeren må ha problemstillingen klart for seg og lete spesifikt for å stille en del diagnoser. Undersøkelsens kvalitet er avhengig av

- a) hvor trenet undersøkeren er
- b) hvor vanskelige de akustiske forhold hos pasienten er
- c) maskinens kvalitet

Følgende pasienter er vanligvis problematiske:

- a) emfysempasienter
- b) storøkere
- c) pasienter med adipositas.

14.14.2 Nytte-effekt ved de forskjellige problemstillingene

14.14.2.1 Aortaklaffefeil

Todimensjonal ekkokardiografi (2D) fremstiller klaffens anatomi, venstre ventrikkelens form og veggtykkelse og aortabuen. M-mode måler veggtykkelsen nøyaktig, men er ofte mislykket hos aortastenose pasienter p.g.a. hjertets plassering.

Doppler måler gradienten over aortaklaffen med god nøyaktighet. Vær oppmerksom på at de oppgitte gradienter er simultan gradienter, ikke "peak to peak". Ved samtidig aortainsuffisiens vil Doppler-gradienten ofte være betydelig høyere enn gradient målt invasivt. Ved korrekt bruk av apparaturen vil man ikke kunne overestimere instantangradienten. Derimot kan et dårlig signal gi underestimering. Ved aortastenose bør det være et mål å beregne klaffearealet. Ved aortainsuffisiens er Doppler undersøkelse meget følsom. Det kan være pro-

blematisk å gradere insuffisiensen. Dett skjer skjønnsmessig og er avhengig av erfaring.

Undersøkelsen kartlegger derfor aortafeil godt og bør alltid utføres dersom det er snakk om operativ behandling.

14.14.2.2 Mitralklaffefeil

2D viser klaffens form, bevegelse og størrelsen av klaffens areal. Kalknedslag vil som regel kunne identifiseres, selv om differensiering mot sterk fibrose kan være vanskelig.

Venstre atriums størrelse vises godt.

M-mode viser klaffens bevegelsesmønster nøyaktig. Mitralprolaps identifiseres relativt lett. Doppler undersøkelse av klaffen er som regel lett og gir en god gradientmåling og indirekte beregning av klaffeareal. Doppler undersøkelse er meget sensitiv m.h.p. mitralinsuffisiens. Graderingen kan by på problemer og krever erfaring. Undersøkelsen kartlegger klaffens funksjon godt og bør alltid utføres der det er snakk om operativ behandling. Det er en fordel å kartlegge mitralklaffefeil med transøsofagusekko.

14.14.2.3 Tricuspidalklaffefeil

Undersøkelsen kartlegger klaffens funksjon. Det er som regel spørsmål om insuffisiens. Doppler er her meget sensitivt. Husk at selv små tricuspidalinsuffisienser gir gjennom sin hastighet informasjon om systolettrykket i høyre ventrikel. Klaffen kartlegges ofte bedre med transthorakal ekko enn med transøsofagusekko.

14.14.2.4 Pulmonalklaffefeil

God undersøkelse for pulmonal stenose der man kan måle instantangradient og bestemme stenosens nivå. Sensitiv for pulmonalinsuffisiens.

14.14.2.5 Kongenitte vitier

Meget nyttig undersøkelse Man kan som oftest avklare de fleste problemstillinger angående anatomiske relasjoner og klaffefunksjoner. Man får ikke frem trykkforholdene i hjertet i absolutte verdier. Av og til kan de estimeres på grunnlag av indirekte målinger f.eks. gradienter mellom to kammer eller ved systoliske tidsintervaller. Beregning av shunter kan være vanskelig, men bør forsøkes med en sunn skepsis. Undersøkelsen egner seg godt som screenings-

metode og som oppfølging etter evt. kateterisering. Alle kongenitte vitier bør undersøkes med ekko/Doppler på et eller annet tidspunkt.

14.14.2.6 Kunstige ventiler

2D viser oftest de anatomiske forhold i hjertet forøvrig bedre enn forholdene i selve ventilen. Dette skyldes at ventilene alltid inneholder ekkotett materiale som gir kraftige reflekser og mye reverberasjoner. Bak ekkotett materiale blir det skygger der strukturer ikke fremstilles. Doppler kan måle hastigheten over ventilene og gir mest informasjon, men undersøkelse kan være teknisk vanskelig.

Kunstige ventiler av ulik konstruksjon vil ha ulike karakteristika og det henvises derfor til spesiallitteratur. Felles for alle mekaniske er at de har lekkasje innenfor ventilingen der lokkranden og opphengsmekanismer befinner seg. En liten lokklekkasje er tilsiktet for å hindre trombosering og at lokket kiles fast. De små lekkasjetstrømmene er volummessig små og når kort ned i tilførende kammer med lav hastighet. Disse er lette å se med fargeDoppler ved aortaventiler, vanskeligere å finne transtorakalt ved mitralventiler på grunn av ekkoskygger fra ventilen, men lett ved transøsofagusekko. Biologiske ventiler skal ikke ha valvulære lekkasjer. Alle paravalvulære lekkasjer er patologiske.

Praktisk talt alle ventiler gir en hastighetsøkning. Ved mekaniske ventiler, spesielt tolokksventiler, er hastighetsøkningen større enn den reelle gradienten skulle tilsi, på grunn av trykkgjenvinningsfenomener. Det er derfor mer korrekt å følge ventiler med resultater uttrykket i hastighetsmålinger i stedet for som gradienter. Fordi endring i hemodynamiske forhold i stor grad påvirker hastighetsmålingene, skal det relativt store hastighetsendringer til før man kan være sikker på en eventuell økt obstruksjon i ventilen.

Ved mistanke om ventiltrombose må ekkoundersøkelsen bare være en del av totalvurderingen. Klinisk vurdering med auskultasjon av ventilklikk og røntgenfilming av lokkbevegelse er minst like viktig. Ved mistanke om feilfunksjon vil ofte transøsofagusekko være et nyttig supplement fordi man får godt innsyn, ikke minst fra ventilens transthorakale skyggesider.

Ved obstruksjoner og lekkasjer i kunstige ventiler benytter man dessuten de tidligere be-

skrevne teknikker og å bedømme hemodynamiske forhold.

Alle ventiler bør undersøkes postoperativt med ekkokardiografi for å få et utgangspunkt man kan sammenligne med ved senere problemstillinger. Mekaniske ventiler trenger ingen videre ekkokontroller av selve ventilfunksjonen når man har sikret seg en representativ basisundersøkelse. Derimot kan hjertefunksjonen for øvrig selvstendig kreve ekkokontroller. Biologiske ventiler bør ha årlige kontroller etter 3 – 5 år på grunn av tendensen til degenerasjon.

14.14.2.7 Koronarsykdom

Dette er et meget omfattende arbeidsfelt. Ekko/Doppler kan som regel bidra til å kartlegge skader som er oppstått som f.eks. aneurysmer og mitralinsuffisiens. Dyskinesi kan også påvises.

Det er nyttig å kvantitere v. ventrikkels funksjon spesielt etter infarkter. Måling av ejeksjonsfaksjon bør inngå rutinemessig. Vanligst benyttes Simpson's biplan metode. I et apikalt 4-kammerbilde avtegnes endokardgrensen i endediastole og endesystole. Det samme gjøres i apikalt langakse eller 2-kammerbilde. Maskinens analyseprogram regner da ut endediastolisk og endesystolisk volum på grunnlag av to plan og angir EF. Det er uhyre viktig at disse målingene blir gjort med transduser over apex slik at vi i begge plan får med ventrikelens lengste akse. Det henvises for øvrig til spesiallitteratur.

Koronarischemi kan påvises ved stressekko (ekko tatt i forbindelse med en arbeidsbelastning eller medikamentelt "stressforsøk"). Tromber intrakardialt kan påvises, selv om undersøkelsen kan være vanskelig. Ved akutt hjerteinfarkt er undersøkelsen viktig ved mistanke om septumruptur eller papillemuskelruptur.

14.14.2.8 Karsykdommer

Undersøkelse er indisert ved mistanke om aortaaneurysme evt. med disseksjon i aorta ascendens og buen.

14.14.2.9 Embolier

Der det foreligger spesifikk begrunnet mistanke om kardialt utgangspunkt for embolier er undersøkelse indisert. Spesielt er det vanskelig å fremstille tromber i venstre atrium. Transø-

sofagusekko er et viktig hjelpemiddel. Det kan reises tvil om undersøkelsen er indisert hos pasienter uten kjent hjertesykdom eller hjertesymptomer og funn.

14.14.2.10 Endokarditt

Dersom det foreligger store vegetasjoner er undersøkelse meget informativ. Små vegetasjoner oversees imidlertid lett. Transøsofagusundersøkelse er betydelig med sensitiv og spesifikk enn transthorakal undersøkelse og bør brukes ved klinisk mistanke dersom det ikke er spesielt god akustisk tilgang transthorakalt. Dersom vegetasjoner ikke er mobile kan de være vanskelig å skille fra fibrose og sklerose. Doppler undersøkelse gir beskjed om klaffenes funksjoner og er et godt hjelpemiddel. Ved endokarditt er det også viktig å påvise eventuelle abscesser, f.eks. i aortaroten. I de fleste tilfeller må man bruke transøsofagusekko for å diagnostisere slike.

14.14.2.11 Perikardvæske

Diagnosen er som regel enkel. Metoden er sensitiv. Hvis perikardtrykket er høyt kan veggbevegelsene i høyre hjertehalvdel være forandret. Tydelig respiratorisk variasjon av maksimalhastigheten i aorta og mitralostiet gir mistanke om tamponade. Den hemodynamiske vurderingen for å avgjøre om det foreligger tamponade ved perikardvæske er vanskelig. Det viktige er å finne ut om høyre hjertehalvdel fyller og tømmer seg tilfredsstillende. Ved akutt tilførsel av væske til perikard, eks ved perforasjon fra et av hjertets kamre eller koronarkar, skal det svært lite mengde, før fylningen blir kompromittert. Ved langsom utvikling med rikelig væske og et tøyelig perikard, kan det være flere hundre milliliter i perikard uten at hjertet er særlig affisert. Bedømmelsen må basere seg på en samlet vurdering blant annet av høyre hjertehalvdels vegger og blodstrømmønstre i hjertets ostier inklusive lungevener og levervener. Det må presiseres at den kliniske undersøkelsen av pasienten er meget viktig.

14.14.2.12 Hypertrofisk kardiomyopati

Metoden er meget god til å bedømme veggtykkelse i ventriklene, klaffenes bevegelsesmønstre og intraventrikulær obstruksjon. Kvalitativt er metoden den beste som er tilgjengelig.

Kvantitativ bedømmelse av myokardfunksjonen er derimot usikker. Det kan derfor være vanskelig å skille ut grensekasus.

14.14.2.13 Congestiv kardiomyopati

Kvalitativt er metoden god til å påvise dilatasjon. En hemodynamisk vurdering blir oftest semikvantitativ. Det kan være vanskelig å skille tilstanden fra postinfarktsvikt. De sekundære klaffeinsuffisienser påvises med god sensitivitet.

14.14.2.14 Myokarditt/diffus kardiomyopati

Bedømmelse av venstre ventrikkels funksjon i denne problemstillingen blir ofte usikker. Normalt funn utelukker ikke tilstanden. Undersøkelse av lungeven blodstrøm vil kunne gi viktig hemodynamisk informasjon.

14.14.2.15 Konstriktiv perikarditt

Alltid en vanskelig diagnose. Undersøkelse er indisert, men det kreves god erfaring for bedømmelsen og negativt funn utelukker ikke tilstanden. Også her er lungeven blodstrømsmønsteret til nytte.

14.14.2.16 Intrakardiale tumores

Undersøkelse med ekko er alltid indisert ved begrunnet mistanke. Tilstanden er relativt sjelden, og diagnosen kan være vanskelig, spesielt når tumor infiltrerer veggene. Differensiering mot intrakardiale tromber kan være problematisk. Rager tumor ut i lumen er det lettere. Den klassiske intrakardiale tumor er myxom i venstre atrium. Man vil da finne en stilket, bevegelige, ekkotett struktur som går ut fra randen av foramen ovale og når ned gjennom mitralostiet i diastole (NB! vær obs. på artefakter).

14.14.2.17 Hypertensjon

Langvarig hypertensjon fører til hypertrofi av venstre ventrikkels vegg. Ekkokardiografi gir et nøyaktig mål av veggtykkelsen, og det er hevdet at metoden egner seg for langsiktig kontroll av behandlingseffekt. Man må imidlertid ha meget gode målinger dersom man skal kunne sammenligne fra gang til gang og påvise reduksjon av veggtykkelse på få mm.

Det kan være hensiktsmessig å følge v. ventrikels masse. Det er flere metoder for beregning av masse:

1. M-mode ekko

a) Penn convention

Målingene gjøres på R-takken. Tykkelsen av septum (S) er fra baksiden av øvre endokard til forsiden av nedre endokard (bare myokard). Intraventrikulær diameter (IVD) inkluderer endokard på S og bakre vegg (BV). Tykkelsen av BV er fra nedre kant av endokard til epikard (bare myokard).

Formel: $VVM = 1.04 \times ((S + IVD + BV)^3 - (IVD)^3) - 13.6 \text{ g}$. Normalverdi < 240 g.

b) American Society of echocardiography

Målingene gjøres på vanlig måte, dvs. på q-takken i EKG og med "leading edge" prinsippet.

Formel: $VVM = 0.8 \times ((1.04) \times (S + IVD + BV)^3 - (IVD)^3) + 0.6$. Samme normalverdi som ved Penn.

2. To-dimensjonal ekko - alreale-lengde formelen.

Arealet (A) måles på q-takken i EKG i VV kortaksebilde - papillmuskel nivå. Man tracer først endokard (end), så epikard (epi). Lengden (L) måles i apikalt 4-kammerbilde, på q-takken i EKG, fra nivået mellom festet av de to mitralcuspene til endokard i apex. Epikardial L blir automatisk beregnet som L end + gjennomsnittlig veggtykkelse (t) ut fra de to sirkler i kortaksen.

Formel: $VVM = 1.05 \times (5/6(A_{epi} \times (L+t)) - 5/6(A_{end} \times L))$.

Dopplerundersøkelse, spesielt blodstrømsmønstret i mitralostiet og i lungevener, vil kunne gi informasjon om den diastoliske funksjonen i hjertet som kan være påvirket ved hypertensjon.

14.14.2.18 Pulmonal hypertensjon

Hvis trykket stiger i pulmonalkretsløpet vil dette prege hjertet. Interventrikulærseptum avflates i systole, vegg i h. ventrikel kan øke i tykkelse og volumet av høyre ventrikel kan øke. Trykkestimering blir enklest hvis man kan registrere hastigheten i en tricuspidal-

insuffisiens. Den forteller trykkforskjellen mellom h. ventrikel og h. atrium. Legger man til klinisk bedømt trykk i h. atrium (halsvenestuvning, leverveneflow, v. cava inferior variasjon ved inspirasjon), blir trykkestimeringen brukbar. I sjeldne tilfeller kan embolier på vei til lungene ses intrakardialt.

14.14.2.19 Peroperativ ekkokardiografi

Ekkokardiografi er et viktig hjelpemiddel i sikkerheten rundt hjerteroperasjoner. Større inngrep foretas med transøsofageal ekkomonitorering. Delvis brukes metoden for å følge med på myokardfunksjonen for å bedømme hjertets fylning og endringer i kontraksjonsmønster f. eks. ved ischemi. Det er dessuten et viktig instrument ved ventil- og klaffeoperasjoner for å vurdere resultatet før avgang av hjerte-lunge-maskin. Identifisering av resterende luftlommer i venstre hjertehalvdel er også viktig.

14.15 Oppsummering

Ekko/Doppler er et viktig hjelpemiddel, men må aldri løsrives fra den kliniske sammenheng. Ved feil bruk er det lett å fremskaffe falskt positive og falskt negative funn. Alle viktige funn bør forsøkes verifisert med flere undersøkelsesteknikker og fra flere posisjoner for å sikre at man ikke forledes av artefakter. Resultatene som presenteres må være rimelige ut fra en helhetsvurdering av pasienten. Metoden er betydelig avhengig av undersøkerens erfaring og dyktighet selv om gode ekkomaskiner kan eliminere de groveste feiltolkningene.

Fordelen med ekkokardiografi er at metoden er non-invasiv og derfor kan gjentas uten store motforestillinger hvis første undersøkelse er ufullstendig. Tette kontroller hos ustabile pasienter er også uproblematisk. Utstyret er meget mobilt og kan brukes over alt i sykehus, også mens andre undersøkelser eller behandlinger pågår, f.eks. resuscitering.

Det er viktig å ha gode rutiner slik at resultatene blir fullstendige nok og kan kommuniseres med andre faggrupper i ettertid. Hver institusjon bør derfor ha en person som er metodeansvarlig og dermed har ansvaret for kvalitetssikring av ekkoresultatene. Datalagring blir etter hvert dominerende og gjør at sam-

menlignende undersøkelser og kommunikasjon mellom institusjoner blir enklere.

Fortsatt vil den akustiske tilgangen være den største begrensende faktoren. Det er derfor viktig å utnytte alle muligheter maskin og pasientleie gir for å fremskaffe den informasjonen som er tilgjengelig.

En ekkokardiografør må ha en ærlighet som kvalifiserer for å selge strikk metervis.

Takk til Jan Erik Otterstad for bidrag om beregning av venstre ventrikkels masse