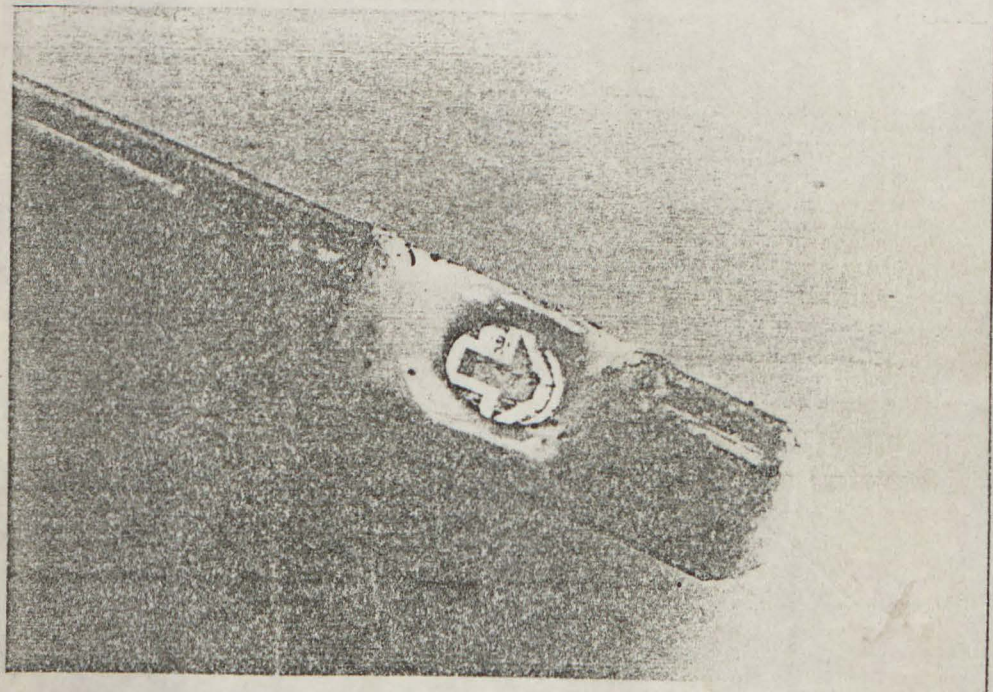


Returneres til PAØ

ELAB'S KATETER-TUPP

BLODTRYKKS MÅLER

— Bruksområde og egenskaper.



av

PER ALFRED ØHLCKERS

KONFIDENSIELL



HOVEDOPPGAVE

Eksamens 2. del 19...74.....

Kandidatens navn: Per Alfred Øhlckers

Fag: Fysikalsk elektronikk

Oppgavens tittel: ELAB's kateter-tupp blodtrykksmåler - bruksområde og egenskaper.

Oppgavens tekst: Gi en generell utredning om intravaskulær blodtrykksmåling slik den anvendes i dag.

Bestem eksperimentelt de viktigste egenskaper til ELAB's kateter-tupp blodtrykksmåler og utarbeid forslag til spesifikasjoner.

Oppgaven gitt: 16.9 1974

Besvarelsen leveres innen: 16.12 1974

Besvarelsen levert: 16.12 1974

Utført ved (institusjon, bedrift): Institutt for anvendt elektronikk

Kandidatens kontaktperson: O. B. Jenssen og H. Steinsheim

Trondheim

INNHALDSFORTEGNELSE

	Side
INNHALDSFORTEGNELSE	2
SAMMENDRAG	4
INNLEDNING	5
KAPITTEL 1 ANATOMI OG FYSIOLOGI	7
1.1 Blodet	7
1.2 Hjertet	7
1.3 Karsystemet	10
1.4 Hjertet som pumpe	12
1.5 Styling av hjertet	15
1.6 Hemodynamikk	17
KAPITTEL 2 BLODTRYKKS <small>M</small> ÅLING OG BLODTRYKKS <small>M</small> ÅLERE	21
2.1 Fysiologiske og kliniske blodtrykksmålinger	21
2.2 Kateter og kateterisering	22
2.3 Risikoer ved kateterisering	27
2.3.1 Infeksjon	27
2.3.2 Fremmede materialer i kroppen	27
2.3.3 Elektrisk sikkerhet	28
2.3.4 Berøring av hjertemuskulaturen	33
2.4 Trykktransduseren - prinsipper og plassering	33
2.4.1 Transducerprinsipper	33
2.4.2 Plassering av transduseren	37
2.5 Feilkilder ved blodtrykksmålinger	39
2.5.1 Statistiske feil	39
2.5.2 Dynamiske feil	40
2.6 En sammenligning mellom eksterne og interne transdusere	44
KAPITTEL 3 ELASTORESISTANS I GERMANIUM - FILMER	46
3.1 Fysikalsk beskrivelse	46
3.2 Matematisk beskrivelse	49
3.3 Temperaturavhengighet	50
KAPITTEL 4 ELAB'S ^A KTETER-TUPP BLODTRYKKS <small>M</small> ÅLER. KONSTRUKSJON OG FREMSTILLING	52
4.1 Konstruksjon	52
4.2 Deformasjon av membranet	53

4.3	Elastoresistans i germaniumfilmer på et fast innspent, sirkulært membran	54
4.4	Germaniumsmotstandenes plassering og opkopling	55
4.5	Materialvalg	57
4.6	Fremstilling	58
KAPITTEL 5 TESTING AV ELAB'S KATETER-TUPP BLODTRYKSMÅLER		60
5.1	Detekniske data som er ønskelig å bestemme	60
5.2	Eksperimentene	64
5.2.1	Måleområde, Sensitivitet, Nominell utgangsspenning, Linearitetsavvikelse og Hysterese	64
5.2.2	Tillatt overbelastning	64b
5.2.3	Anbefalt og maksimal forsyningsspenning	65
5.2.4	Inngangsimpedans - Utgangsimpedans	66
5.2.5	Drift	67
5.2.6	Temperaturområde og Temperatureffekt på nullbalansen	72
5.2.7	Temperatureffekt på sensitiviteten	73
5.2.8	Volumendring	73
5.2.9	Frekvensområde og egenfrekvens	74
5.2.10	Isolasjonsmotstanden	76
5.2.11	Bøyeligheten	76
5.2.12	Infusjonsmotstanden	77
5.2.13	Hundeforsøk	78
5.2.14	Resultater av målingene	80
5.2.15	Tolking av resultatene	82
5.2.16	Forslag til forandringer av selve kateteret	85
5.2.17	Forslag til tilleggsutstyr	86
KAPITTEL 6 KONKLUSJON		88
APPENDIKS 1	Døde etter kjønn, alder og årsak	89
APPENDIKS 2	Standard for French Catheters	90
APPENDIKS 3	Frekvensområde egenfrekvens	91
A.3.1	Hult kateter med ekstern transduser	91
A.3.2	ELAB's katetertupp transduser	92
A.3.3	Apparatur for måling av frekvensresponsen	94
APPENDIKS 4	Simultan sammenheng mellom endel hemodynamiske størrelser	96

SAMMENDRAG

Formålet med oppgaven var å undersøke bruksegenskapene til ELAB's kateter-tupp blodtrykksmåler.

En generell utredning om intravaskulær blodtrykksmåling slik den anvendes idag ble foretatt ved litteraturstudie og direkte henvendelse til leger på Regionsykehuset i Trondheim.

De enheter en mottok fra ELAB's prøveproduksjon sommeren 1974 ble forsøkt testet in vitro med eksperimentelle oppstillinger i laboratoriet. Uheldigvis havarerte alle de mottatte enheter på et tidlig tidspunkt, slik at resultatene egnet seg dårlig til dyptgående tolkning. In vivo eksperimenter på hund var planlagt, men dyrelaboratoriet på NTH ble ikke ferdig i tide.

Den anvendte fremstillingsteknologi sviktet på flere avgjørende punkter, slik at blodtrykksmålerne en testet hadde kort levetid og meget varierende tekniske data. Noen forandringer i utformingen for å utvide anvendelsesområdet er foreslått.

Forutsatt forbedret fremstillingsteknologi vil ELAB's kateter - tupp blodtrykksmåler være velegnet til intravaskulær blodtrykksmåling.

En spesiell takk til alle de på NTH og Regionsykehuset som har vært behjelpelige med råd og vink.

I N N L E D N I N G

Hjerte- og karsykdommer er idag den langt hyppigste dødsårsak; i 1972 skyldtes ca. 51% av alle dødsfall denne sykdomskategori. Se vedlegg 1. Lange sykeleier og invaliditet er også typisk for hjerte- og karsykdommene.

Dagens levesett i velstandssamfunnet med oppjaget tempo og usunt kosthold er sykdomsfremkallende, så kampen mot kretsløpssykdommene må føres på to fronter, nemlig den forebyggende og den helbredende.

For helbredelse er en skikkelig sykdomsdiagnose avgjørende, og her er ved de kliniske undersøkelsene følgende målinger viktigst:

- A. Elektrokardiogram
- B. Blodtrykksmålinger
- C. Blodstrømsmålinger
- D. Phonokardiogram
- E. Røntgen.

Disse målinger sammenfatter legen til en helhetsvurdering som danner diagnosegrunnlaget.

Blodtrykksmålingene gir særlig verdifull informasjon dersom de er dynamiske og stedsbestemte.

Vanlig metodikk er da å føre inn et plastkateter i det kardiovaskulære system via perifere vener eller arterier. Plastkateteret overfører dermed trykksignal fra kateterets ende gjennom sin væskesøyle til en utenforliggende trykktransducer. Det viser seg dog at man får en frekvensrespons som ikke gir den ønskede båndbredde man krever i spesielle tilfelle.

Derfor har man så tydd til den løsningen å plassere transduceren på kateterets ende i målepunktet og overføre signalet elektrisk

ut av kroppen gjennom kateteret. Dermed oppnår man øket båndbredde fordi væskesøylen i kateteret unngås.

Denne hovedoppgave går ut på å undersøke ^{bruksområdet og} egenskapene til ELAB's katetertupp trykktransducer for intravaskulær blodtrykksmåling. Samtidig ønsker en et forslag til teknisk spesifikasjon av slike katetertupp blodtrykksmålere.

ELAB's katetertupp blodtrykksmåler er laget fordi de eksisterende utgaver gir høy kostnad pr. undersøkelse - grunnet høy pris, komplisert prosedyre ved hver undersøkelse og kort levetid. ELAB's utgave håper å kunne konkurrere med lavere pris og lengre levetid.

Den tekniske løsning benytter seg av den høye elastoresistansen har i germanium, ved at germanium motstander pådampes en glassmembran som påvirkes av trykket.

Biomedisinsk utstyr står overfor spesielle tekniske krav fordi det anvendes på levende organismer. Levende organismer er så komplisert oppbygget at det er vanskelig å bygge opp gode naturvitenskapelige modeller, og på den annen side svært fintfølende overfor ytre påvirkning. Dermed blir sikkerhetskravene meget strenge.

KAPITTEL I ANATOMI OG FYSIOLOGI.

(1.1)

1.1 Blodet.

Blodets oppgave er å frakte stoffer til og fra de enkelte celler i kroppen, slik at hver enkelt celle får opprettholdt sin eksistens. Hver enkelt celle er omgitt av vevsvæske hvorfra den tar de stoffer den trenger og avgir avfallsstoffer. Blodets oppgave er å opprettholde en konstant sammensetning av vevsvæsken (homeostase). Ved siden av brukes blodet som budbringer mellom de enkelte kroppsdelene ved hjelp av hormonene og som temperaturregulator for de enkelte kroppsdelene.

Blodets sirkulasjon skjer i kretsløpsorganene som består av hjertet, blodårene og lymfeårene. Blodet drives fram mot motstanden i blodårene ved hjelp av blodtrykket som genereres i hjertet.

1.2 Hjertet. (1.1), (1.2)

Hjertet er en hul muskelpumpe som opprettholder blodstrømmen i blodåresystemet.

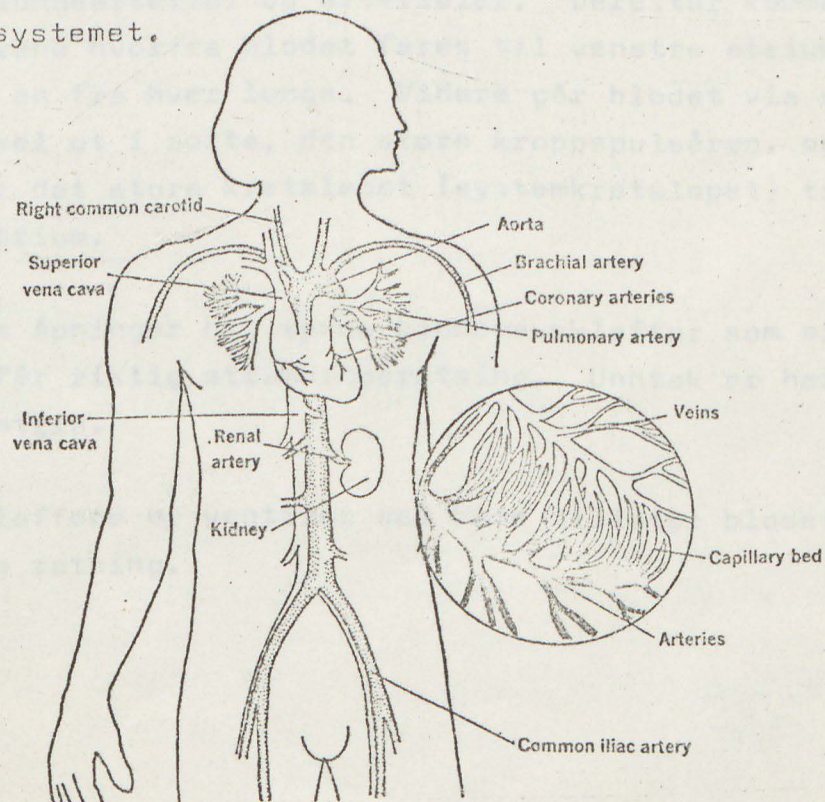


Fig.1.1 Kretsløpet som viser de viktigste arterier og vener. Fra: (1.2)

Forstørret: forbindelsen mellom arterier, kapillærer og vener.

Hjertet ligger over fremre del av mellomgulvet, bak nederste $\frac{2}{3}$ av brystbenet og det nærmeste av ribbenbruskene. Det er på størrelse med ens egen knytteneve og ligger omtrent $\frac{1}{3}$ til høyre og $\frac{2}{3}$ til venstre for midtplanet. Det ligner i form en stump, litt flattrøkt kjegle. Grunnflaten (basis) vender oppover, bakover og mot høyre, spissen (apex) framover, nedover og mot venstre.

En skillevegg, septum cordis, deler hjertet fullstendig i en høyre og en venstre halvdel. Hver av dem er delt i en tykkvegget ventrikkel (hjertekammer) som ligger nærmest apex, og et tynnvegget atrium (forkammer). Ventrikkelen er større enn atriene, og venstre ventrikkel er større enn høyre ventrikkel. Mellom atrium og ventrikkel er det vide åpninger, høyre og venstre atrioventrikulæråpning.

De store årene går inn og ut av hjertet ved basis. Høyre forkammer får blod fra to store vener, øvre og nedre hulvene. Herfra går blodet via høyre ventrikkel ut i det lille kretsløpet (lungekretsløpet). Først kommer lungearterien så de mindre lungearterier og arterioler. Deretter kommer lungekapillærene hvorfra blodet føres til venstre atrium av lungevenene, en fra hver lunge. Videre går blodet via venstre ventrikkel ut i aorta, den store kroppspulsåren, og gjennomstrømmer det store kretsløpet (systemkretsløpet) tilbake til høyre atrium.

Hjertets åpninger har tynne bindevevsklaffer som sikrer at blodet får riktig strømningsretning. Unntak er her overgangen vene - atria.

Hjerteklaffene er ventiler som bare tillater blodet å strømme i riktig retning.

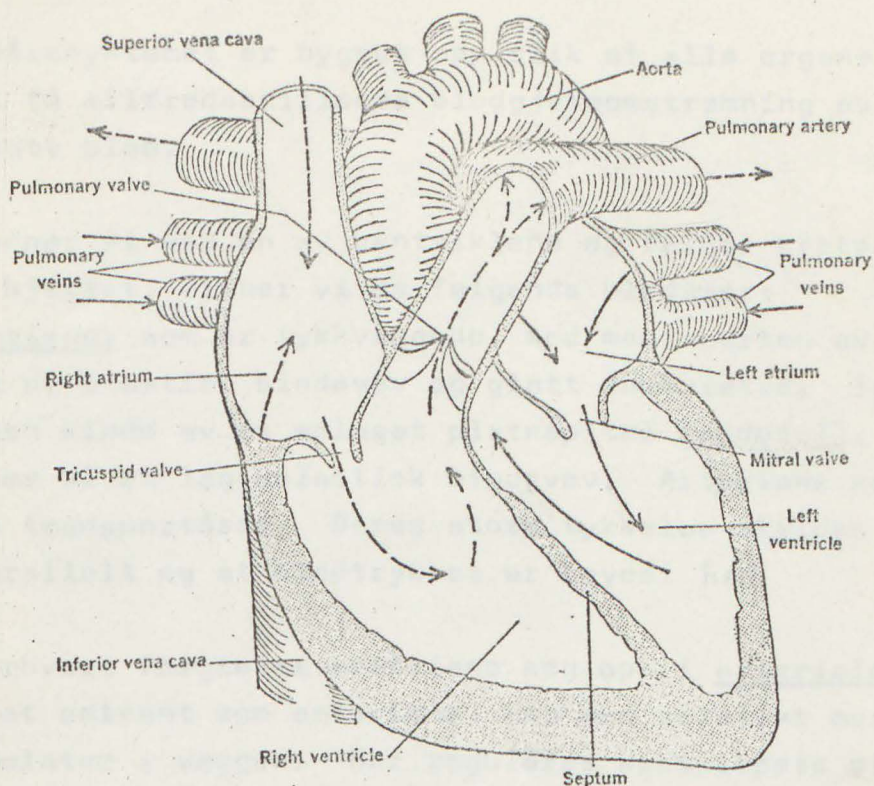


Fig.1.2. Snitt av hjertet. Fra: (1.2)

Det viser de forskjellige kamre og hjerteklaffer.
Pilene anviser blodets strømningsretninger.

I atrioventrikulæråpningen sitter seilklaffer, tre i høyre, tricuspidalklaffene, og to i venstre åpning, mitralklaffene. Seilklaffene er ved fine senestrenger festet til muskeltapper, papillemuskler, på innsiden av ventrikkelveggen. Papillemusklene regulerer spenningen i seilklaffene og hindrer dem i å bli slått tilbake inn i forkamrene under ventrikkelkontraksjon.

Ved utløpene av aorta og lungearterien fra ventriklene er det lommeklaffer, aorta- og pulmonalklaffene. De består av tre bindevevslommer som vender åpningene ut mot arteriene og hindrer blodet i å strømme tilbake til ventriklene fra de store arteriene under hjertets hvilefase.

Hjertemuskulaturen, myokard, består av flere lag. Inn mot hulrommet og på utsiden er myokard en tynn elastisk bindevevshinne, henholdsvis endokard og perikard.

1.3 Karsystemet. (1.1)

Blodåresystemet er bygget opp slik at alle organer i kroppen skal få tilfredsstillende blodgjennomstrømning av riktig sammensatt blod.

Begynner vi ved en av ventriklene og følger kretsløpet tilbake til hjertet, finner vi de følgende blodårer:

Arteriene, som er tykkveggede, med mesteparten av veggen bestående av elastisk bindevev og glatt muskulatur. Innvendig er veggen kledd av et enlaget plateepitel (endotel). Ytterst finner vi et lag uelastisk bindevev. Arteriene kan anses som rene transportårer. Deres store tykkelse skyldes at de er få i parallell og at blodtrykket er høyest her.

Etterhvert forgrener arteriene seg opp i arteriolene som er bygget omtrent som arteriene, men med relativt mer glatt muskulatur i veggen. Her reguleres kretsløpets strømningsmotstand ved at den glatte muskulatur blir nervestyrte til å forsnevre/utvide tverrsnittet av arteriolene.

Etterhvert går arteriolene over i kapillærene som er de minste årene i kroppen. Her foregår diffusjon med vevsvæske eller lungeluft slik at ønsket stofftransport til/fra cellene oppnås. Kapillærene har indre diameter av samme størrelsesorden som de røde blodlegmene. Veggene består kun av enlaget endotel. Kapillærene danner mer eller mindre finmaskede nett i alle deler av kroppen, unntatt de gjennomsiktige delene av øyet, brusk tannsubstans og epitelvev.

Venylene og venene har fordi det her er lavt blodtrykk, tynnere vegger enn arteriene. men er ellers likt bygget.

I venene i ekstremitetene finner vi, med vekslende mellomrom, lommeklaffer som sikrer at det venøse blod strømmer i riktig retning tilbake til hjertet. Det er alltid flere vener som fører blod fra samme område, og de har innbyrdes forbindelser, anastomoser, så blodet kan finne en lettere vei hvis noen vener er trykt sammen.

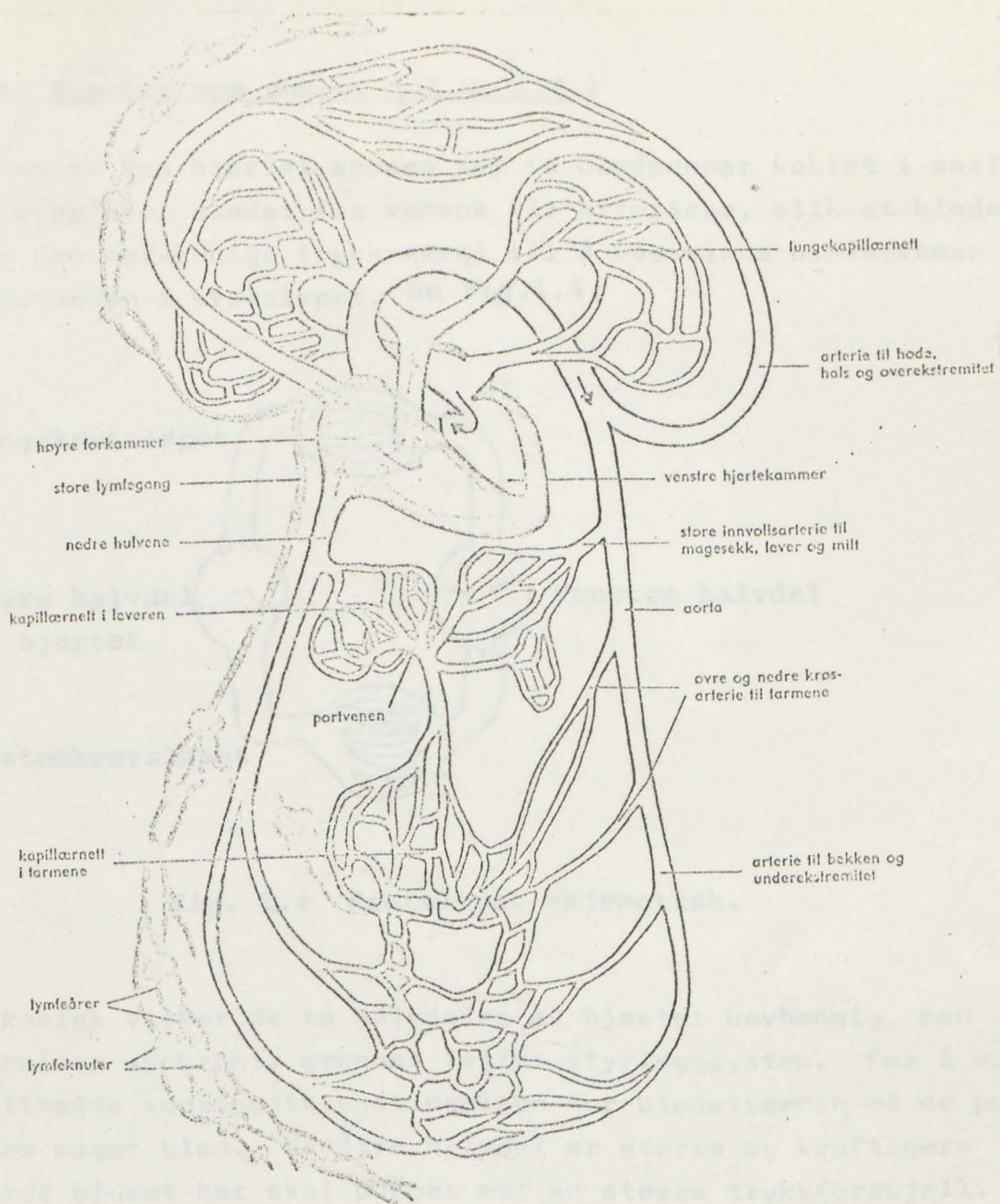


Fig.1.3 Kretsløpet
Fra: (1.1.)

Fordi det er netto væsketransport fra blod til vevsvæske, har vi lymfesystemet til å frakte vekk lymfen som samles opp i lymfekarillærene. Disse begynner blindt. Lymfen drives fram ved muskelperistaltik i lymfeveggene. Klaffer hindrer tilbakestrøm. Lymfen tømmes inn i blodet i øvre portvene, men før den kommer så langt blir den filtrert og renses gjennom lymfeknuter.

1.4 Hjertet som pumpe. (1.2, 1.4)

Mekanisk kan hjertet ansees som to blodpumper koblet i serie. De overfører blodet fra venene til arteriene, slik at blodet får den nødvendige trykenergier til å overvinne blodstrømsmotstanden i kretsløpet. Se fig.1.4.

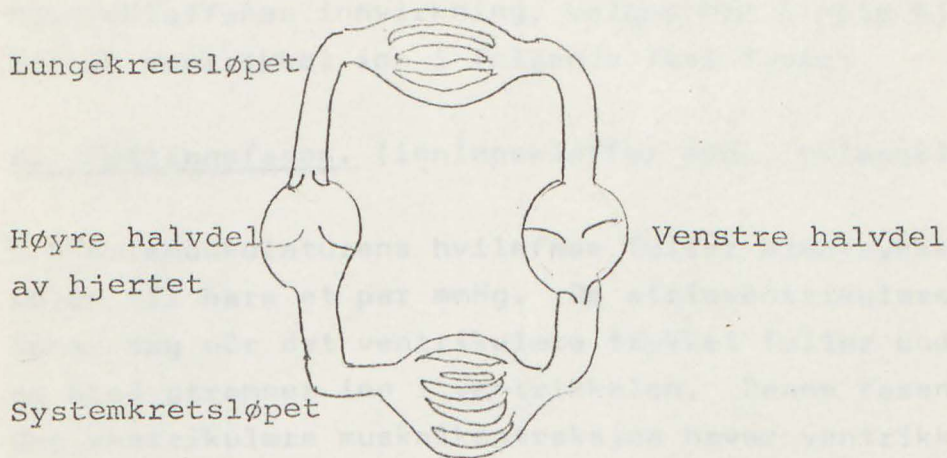


Fig. 1.4 Kretsløpet skjematisk.

Mekanisk virker de to halvdelene av hjertet uavhengig, men arbeider synkront, grunnet felles styringssystem. For å opprettholde kontinuitetsbetingelsen for blodstrømmen, må de pumpe like meget blod. Venstre halvdel er større og kraftigere fordi blodet her skal pumpes mot en større trykkforskjell.

Hjerteklaffene er slik ordnet at når trykket over dem øker i riktig blodstrømsretning, er de åpne, og når trykket over dem minker i riktig blodstrømsretning, er de lukket. Se fig 1.5.

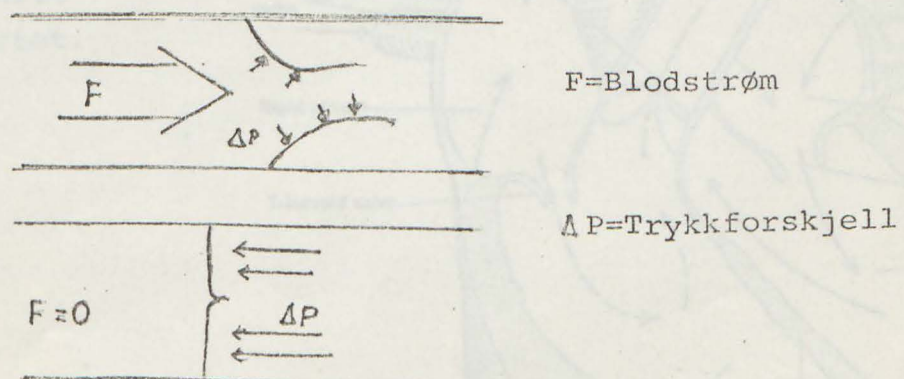


Fig. 1.5 Hjerteklaffene er enveisventiler.

Hjertemuskelens hvilefase kalles diastolen, og kontraksjonsfasen kalles systolen. Hjerteforkamrene har ikke klaffer mot venene, derfor kan deres innvirkning på blodpumpingen sees bort fra. De har dog betydning som blodreservoarer når ventriklene skal fylles.

For å få en dypere forståelse mellom blodtrykk, blodstrøm og hjerteklaffenes innvirkning, velges her å dele hjertesyklusen for en ventrikkel inn i følgende fire faser:

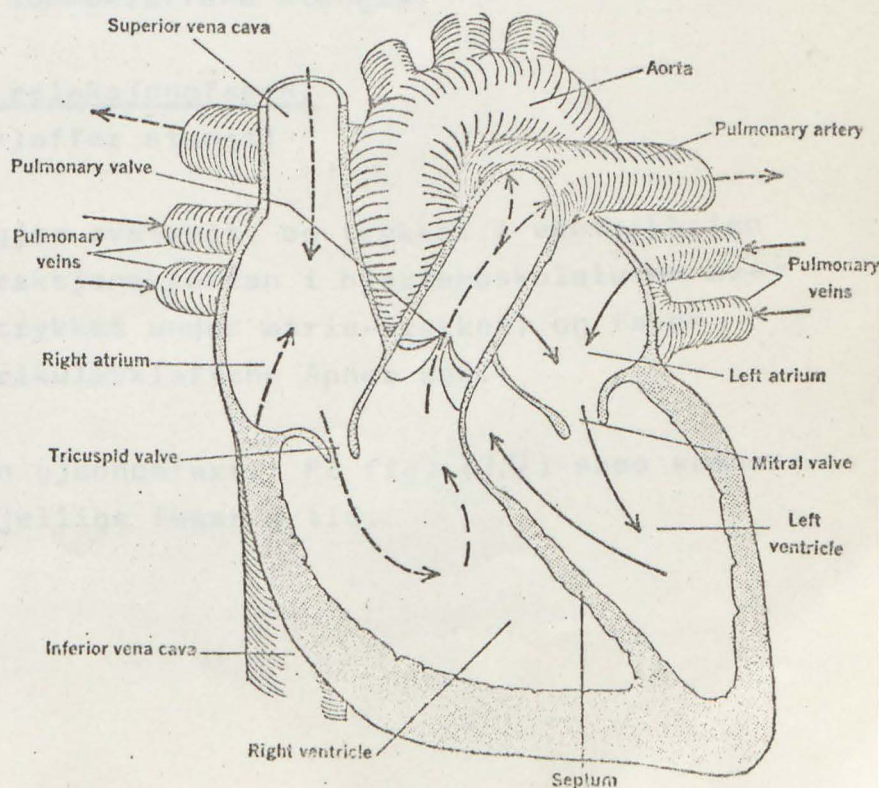
A. Fyllingsfasen. (innløpsklaffer åpne, utløpsklaffer lukket).

I hjertemuskulaturens hvilefase faller blodtrykket i ventrikkelen til bare et par mmHg. De atrioventrikulære klaffer åpner seg når det ventrikulære trykket faller under atrietrykket og blod strømmer inn i ventrikkelen. Denne fasen slutter når den ventrikulære muskelkontraksjon hever ventrikketrykket over atrie-trykket, slik at atrioventrikulærklaffene lukker seg.

B. Den isovolumetriske kontraksjonsfasen.
(innløps- og utløpsklaffer lukket)

Ventrikkelvolumet er nå avstengt fordi begge klaffer er lukket. Nå øker hjertemuskulaturen blodtrykket i ventrikkelen ved stadig økende sammentrekningskraft. Fasen slutter ved at ventrikketrykket overstiger trykket i utløpsarteriene, slik at lomme-klaffene åpner seg.

Fig. 1.6 Snitt gjennom hjertet.
Fra (1.2)



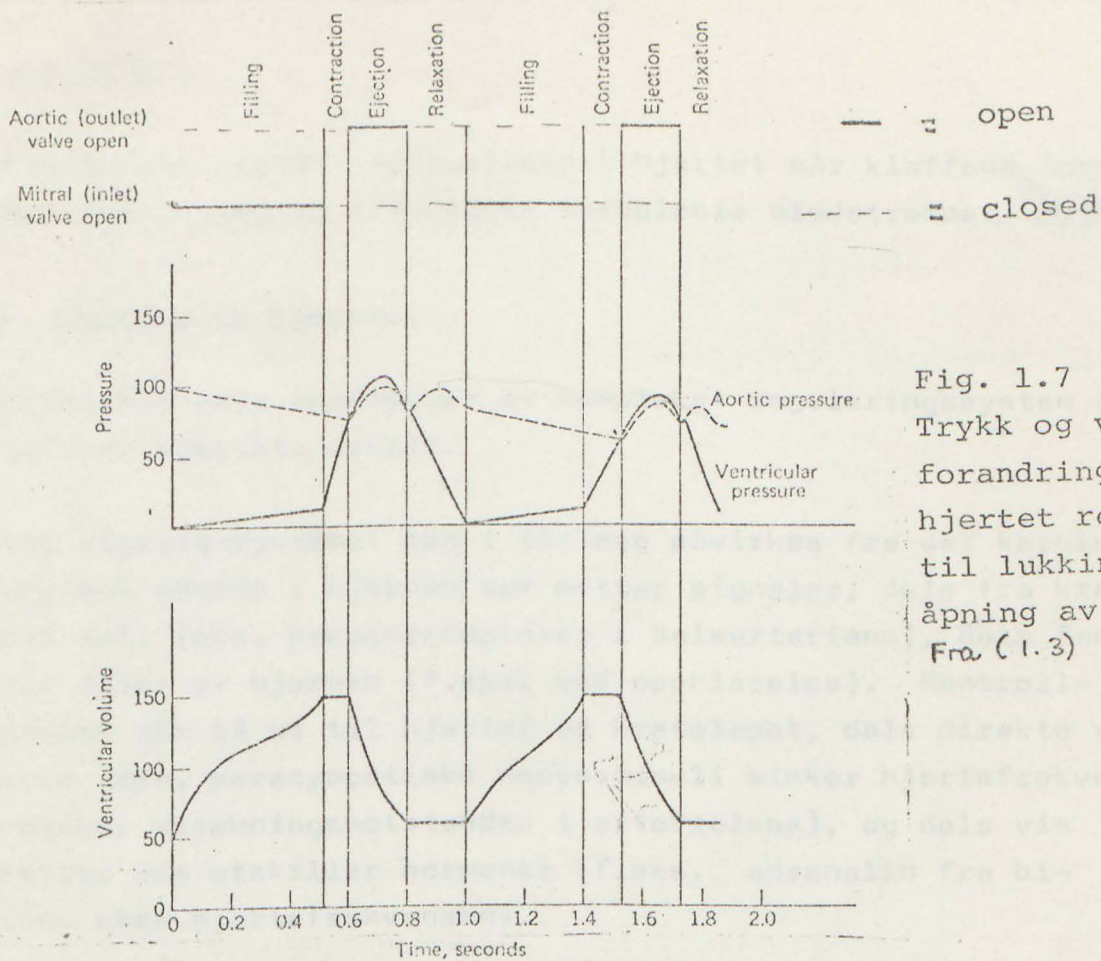


Fig. 1.7

Trykk og volumforandringer i hjertet relatert til lukking og åpning av klaffen. Fra (1.3)

C. Ejeksjonsfasen. (innløpsklaffer stengt, utløpsklaffer åpne)

Blodet i ventrikkelen presses nå ut i de etterfølgende arterier. Hjertemusklaturen avslutter sin kontraksjonsfase, og ventrikketrykket faller under trykket i den etterfølgende arterie. Dermed ender fasen ved at lommeklaffene stenges.

D. Den isovolumetriske relaksjonsfasen.

(innløps- og utløpsklaffer stengt)

Ventrikkelvolumet er igjen avstengt, og trykket i ventrikkelen faller raskt mens kontraksjonskraften i hjertemusklaturen avtar. Tilslutt faller trykket under atrie-trykket, og fasen ender ved at atrioventrikulærklaffene åpner seg.

Dermed er hele syklusen gjennomført. På fig. (1.7) sees sammenhengen mellom de forskjellige faser i tid.

Hjertelyder.

Hjertelydene skyldes vibrasjoner i hjertet når klaffene åpner eller lukker seg og transiente turbulente blodstrømmer oppstår.

1.5 Styring av hjertet.

Hjertet har selv innebygget et komplekst reguleringsystem som regulerer hjertets arbeid.

Dette styringssystemet kan i tillegg påvirkes fra det kardiovaskulære senter i hjernen som mottar signaler, dels fra kretsløpet selv (eks. pressoreseptorer i halsarteriene), dels fra andre deler av hjernen (f.eks. ved opphisselse). Kontrollsignaler går så ut til hjertet og kretsløpet, dels direkte ved nerver (eks. parasympatiske nervestimuli minker hjertefrekvens og minker strømningsmotstanden i arteriolene), og dels via kjertler som utskiller hormoner (f.eks. adrenalin fra binyrene øker hjertefrekvensen).

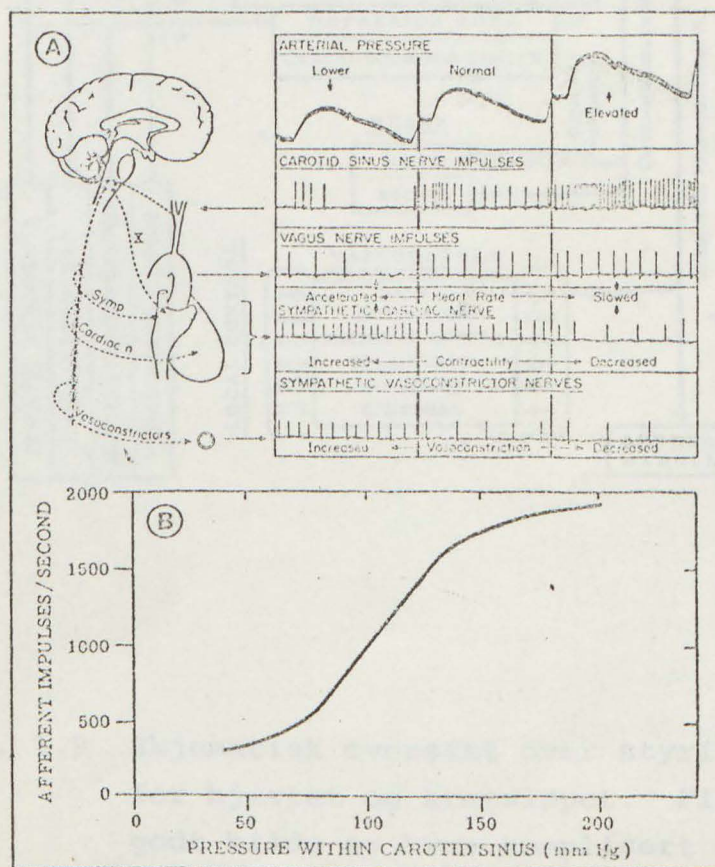


Fig. 1.8 Pressoreseptorer i halsarteriene måler blodtrykket. Fra (fig. 1.4)

I selve hjertet blir hjertefrekvensen styrt elektrisk ved at elektriske signaler, som oppstår når spesielle celler i hjertemuskulaturen (pacemaker-celler i sinusknuten) depolariseres, ledes utover i hjertemuskulaturen og får denne til å kontrahere.

Det er disse elektriske signaler vi måler ved elektrokardiografi, EKG.

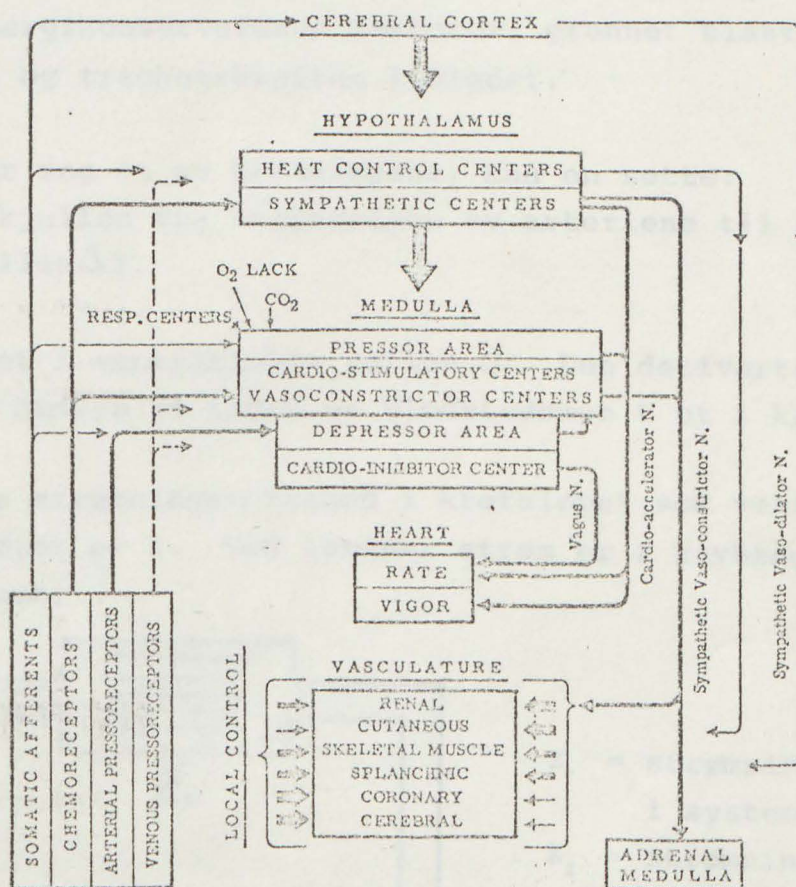


Fig. 1.9 Skjematisk oversikt over styringsystemet for hjertet og kretsløpet. Figuren gir et godt bilde av hvor komplisert dette systemet er. Fra (1.4)

1.6 Hemodynamikk. (1.4)

Blodet blir av det genererte trykk i hjertet presset ut i kretsløpet og møter i alle kar strømningsmotstand. En benytter seg av kunnskaper fra hydrodynamikken til en analyse av kretsløpet som rørsystem. Dette kalles hemodynamikk (hemo = blod).

En antar tilnærmet laminær strømming. Videre vil målinger fastslå at strømningsmotstanden i de forskjellige kar inneholder energikonserverende faktorer, grunnet elastisiteten i åreveggen og treghetskraften i blodet.

Tar en for seg et av kretsløpene, kan en sette:

Trykkforskjellen fra begynnelsen av arteriene til slutten av venene kalles ΔP .

Blodvolumet i ventrikkelen kalles Q . Den deriverte av dette volum med hensyn på tiden er blodstrømmen F ut i kretsløpet.

Den totale strømningsmotstand i kretsløpet som ventrikketrykket møter er Z . Ved laminær strøm er Z uavhengig av blodstrømmen.

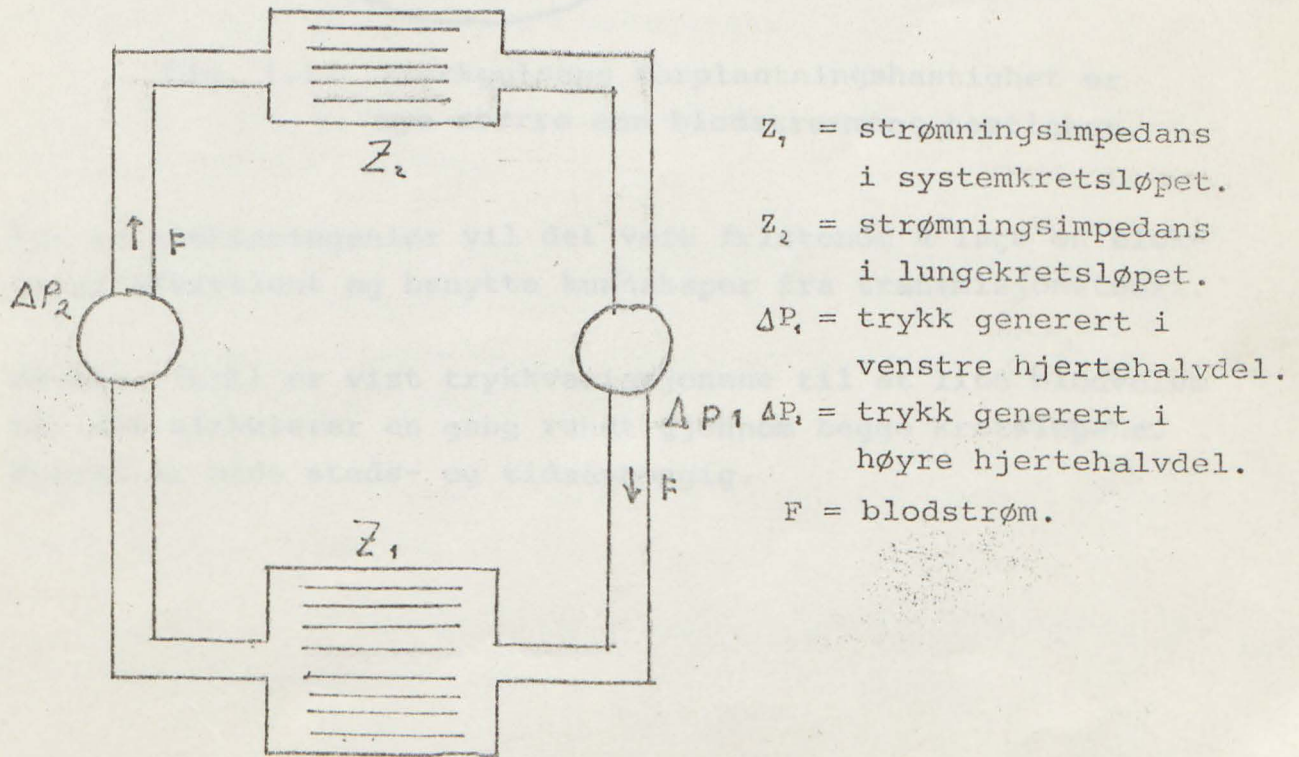


Fig. 1.10 Kretsløpet som et pumpesystem.

En har da sammenhengen:

$$\frac{dQ}{dt} = F = \frac{\Delta P}{Z} \quad (1.1)$$

Dersom en skal ta for seg de enkelte deler av kretsløpet for å finne sammenhengen mellom de hemodynamiske størrelser, må en benytte kunnskaper fra teori om bølgeutbredelse. Det genererte trykk bruker nemlig relativt lang tid på å bre seg gjennom kretsløpet, grunnet volumutvidelse i årene. (Fasehastigheten varierer fra 3 m/s i aorta til 40 m/s i de minste årene). En må merke seg at blodstrømmens hastighet er saktere enn trykkpulsens utbredeshastighet. (Blodstrømmen i aorta er typisk ca. 0,5 m/sek.) Se fig. 1.11.

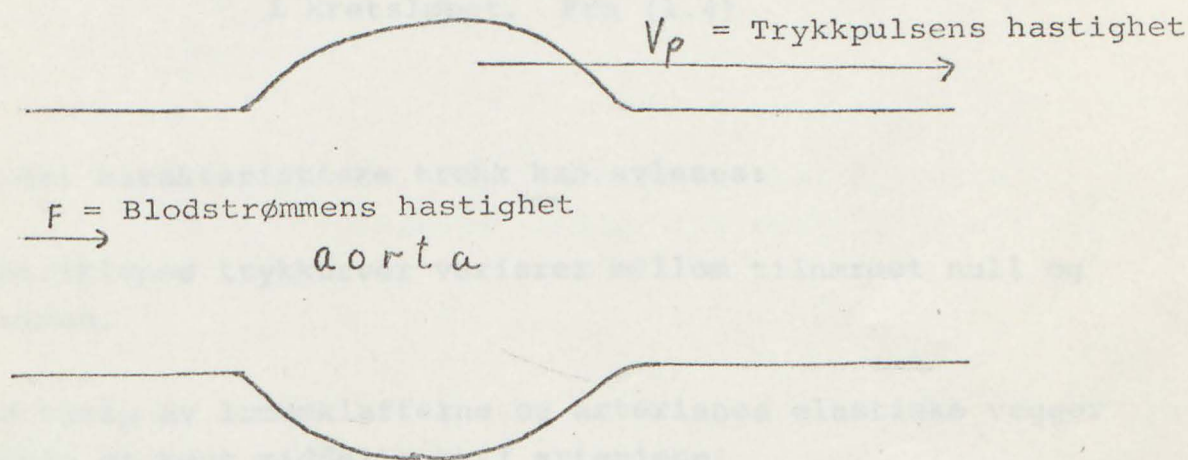


Fig. 1.11 Trykkpulsens forplantningshastighet er mye større enn blodstrømmens hastighet.

For en elektroingeniør vil det være fristende å lage en elektrisk ekvivalent og benytte kunnskaper fra transmisjonsteori.

På fig. (1.12) er vist trykkvariasjonene til et lite blodvolum når det sirkulerer en gang rundt gjennom begge kretsløpene. Kurven er både steds- og tidsavhengig.

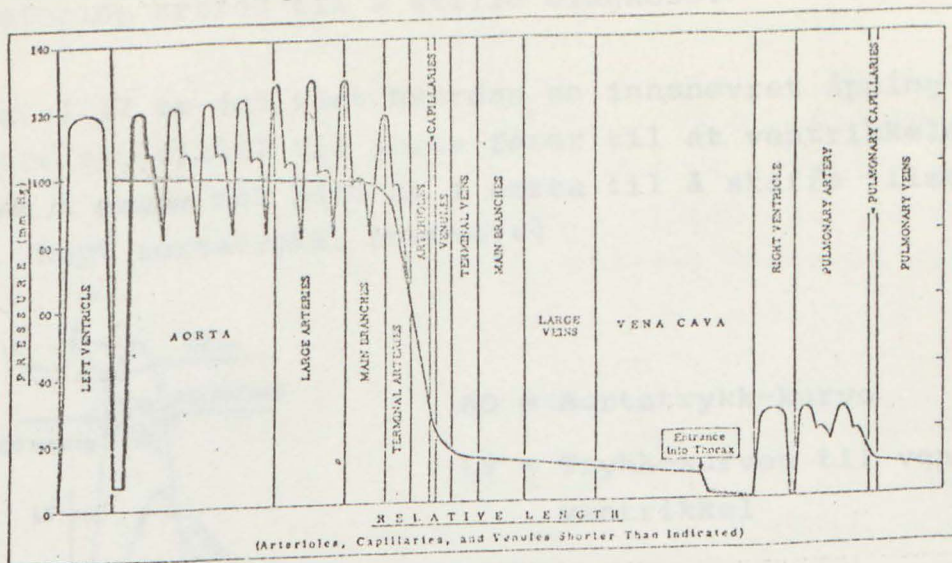


Fig. 1.12 Trykkvariasjonene de forskjellige steder i kretsløpet. Fra (1.4)

En del karakteristiske trekk kan avleses:

Ventriklens trykkurver varierer mellom tilnærmet null og maximum.

Ved hjelp av lommeklaffene og arterienes elastiske vegger oppnås et høyt middeltrykk i arteriene.

Arterienes elastiske vegger og blodets treghet glatter etter hvert ut trykket i årene.

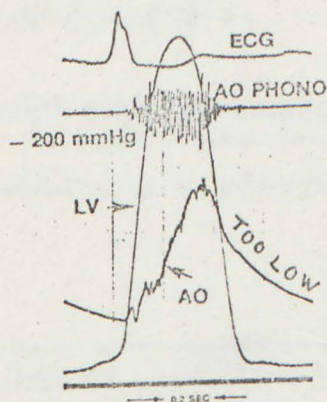
Det største trykkfall skjer i arteriolene. Her foregår også kontroll av kretsløpens blodstrøm. Dette skjer ved at strømningsmotstanden reguleres med tverrsnittvariasjon av årene ved hjelp av muskler i åreveggene.

I kapillarene og venene er det lite trykkfall grunnet deres store totaltverrsnitt.

I appendiks 4 er den simultane sammenheng mellom endel hemodynamiske størrelser vist.

Ved kretsløpssykdommer vil de normale kurve - forløp for de hemodynamiske størrelser endres slik at måling av disse kurveforløp brukes til å stille diagnose.

I fig. 1.12 er det vist hvordan en innsnevret åpning fra venstre ventrikkel til aorta fører til at ventrikkelen ikke greier å pumpe nok blod ut i aorta til å skaffe tilstrekkelig høyt aortatrykk. (stenose)



AO = Aortatrykk-kurve

LV = Trykk-kurven til venstre ventrikkel

Fig. 1.13. Blodtrykk i venstre ventrikkel og aorta ved innsnevret åpning fra ventrikkel til aorta. Fra (1.6)

Kilder:

- 1.1 A. Schreiner: Anatomi og fysiologi. s. 30-43, 77-92
- 1.2 K.L. Jones, L.W. Shainberg, C.O. Byer: The Human Body. s. 74-80
- 1.3 G.H. Myers: Engineering in the Heart and Blood Vessels. s. 127-136
- 1.4 E.E. Selkurt: Physiology. s. 239-424
- 1.5 D. Alpern: Pathologic Physiology. s. 303-338
- 1.6 Millar brosjyre.

KAPITTEL 2 BLODTRYKKSÅLING OG BLODTRYKKSÅLERE.

2.1. Fysiologiske og kliniske blodtrykkmålinger. (2.1)

Ved inngående kretsløpsundersøkelser er en ofte interessert i å få målt det dynamiske blodtrykk i de forskjellige hjertehulrom og de tilstøtende blodårer. Tabell 2.1 angir omtrentlig måleområde og nøyaktighetskrav ved noen kliniske trykkmålinger.

Innformasjonsinnhold	Trykkmåling(er)	Område	Feiltoleranse
Arterielt blodtrykk	Indirekte	30-250 mmHg	\pm 5mmHg
	Direkte (kateterisering)	30-250 mmHg	\pm 5mmHg
Venstre ventrikkelfunksjon, endediastolisk trykk, derivert av trykkstigning i isovolumetrisk kontraksjonsfase	Kateter i venstre ventrikkel, trykkmåler på katetertip, eller utenfor pasient	0-250 mmHg	\pm 2mmHg Dessuten krav til dynamisk riktig gjengivelse av trykkurve
Venstre ventrikkel ende-diastolisk fylningstilstand	Arteria-Pulmonalis eller "Wedge" trykk målt ved høyresidig kateterisering	0- 60 mmHG	\pm 2 mmHg
Grad av stenose i aortaklappen	Venstre ventrikkel og aortetrykk gir trykkgradient over klaffene	0-250 mmHG	\pm 5 mmHG
Grad av stenose i mitralklappen	Venstre ventrikkel og v. atrium (eller Wedge) trykk gir trykkgradient	0-250 mmHG	\pm 2 mm HG

Tabell 2.1 Måleområde og nøyaktighetskrav ved noen kliniske blodtrykkmålinger.

Av tabellen fremgår det at nøyaktighetskravene er forholdsvis strenge. En blodtrykksmåler som skal benyttes der nøyaktighetskravene er størst, bør måle med mindre enn 1% feil. En kan skille mellom statiske feil, d.v.s. målefeil ved statiske eller svært langsomt varierende trykk, og dynamiske feil som gir seg utslag i forvrengning av trykk-kurven p.g.a. målesystemets dynamiske egenskaper.

For å oppnå de ønskede målinger må man etablere målepunkter inne i kretsløpssystemet. Kateteret tres inn i kretsløpet ved at man punkterer et perifert kar i arm eller hofte.

Dette i motsetning til de såkalte "ublodige" metoder som f.eks. med mansjett rundt armen, hvor en bestemmer topp- og bunnverdi på blodtrykket i armarterien. Et annet eksempel er en trykksensor plassert over den blodåren en ønsker å måle trykket i. (2.3) Ved denne metode måles de dynamiske variasjoner.

2.2 Kateter og kateterisering.

Et kateter er et bøyelig rør, ca. 1 m langt og ytterdiameter rundt 2,5 mm (Appendix 2). Bøyeligheten bør være så stor at kateteret kan bøye seg gjennom alle de deler av kretsløpet det skal forbi. Kritisk her er f.eks. aortabuen. Diameteren bør være minst mulig, gjerne ned mot 1 mm, (2.4) slik at trange områder kan passeres med minst mulig forstyrrelse av blodstrømmen. Materialet kateteret er laget av bør være røntgentett, slik at dets posisjon under kateteriseringen kan følges ved hjelp av gjennomlysning av de aktuelle områder på pasienten med TV-røntgen.

Alle hjertehulrom og tilstøtende årer kan nåes med et slikt kateter. Blodtrykksmålingen foretas i kateterets ende, og signalet overføres ut av kroppen.

Andre hemodynamiske størrelser kan også måles ved hjelp av et kateter, f.eks:

- A. Blodstrøm (Infusjon av fargestoff etter Fick's prinsipp)
- B. Hjertelyder (Mikrofon på kateterets ende)
- C. Hjertevolumer (Infusjon av røntgenkontrastmidler)

Dessuten kan en ta blod- og vevsprøver og foreta infusjon av medikamenter o.l. En kan med andre ord få tilgang til punkter i kretsløpet hvor en kan foreta målinger eller påvirke kretsløpet.

Selve kateteret må oppfylle en del krav, f.eks. at det er sterilt, lite biologisk aktivt og ikke kan lede elektrisk strøm til hjertet.

Ved innføring trenger en bare å lokalbedøve der den perifere åre punkteres, for det indre av åreveggen og hjertet har få nerveceller. (Ingen smerte) (2.2)

Selve innføringen foretas med såkalt perkutan teknikk (Seldinger teknikk), som vist fig. 2.1. Med en hul nål punkteres en perifer blodåre. Gjennom nålen føres en "guidewire" (en tråd av metall, nylon e.l.) inn i åren. Nålen trekkes så ut, og et hult, kort kateter tres over "guidewiren" inn i åren. "Guidewiren" trekkes så ut, og kateteret en ønsker innført, tres inn gjennom det hule, korte kateter og videre innover i kretsløpet.

For hule katetere forenkles metoden ved at kateteret kan tres over "guidewiren". (Det hule korte kateter unødvendig) Nå føres også "guidewiren" helt til det punkt i kretsløpet en ønsker kateterenden. Når så kateterenden er tredd inn, trekkes "guidewiren" ut.

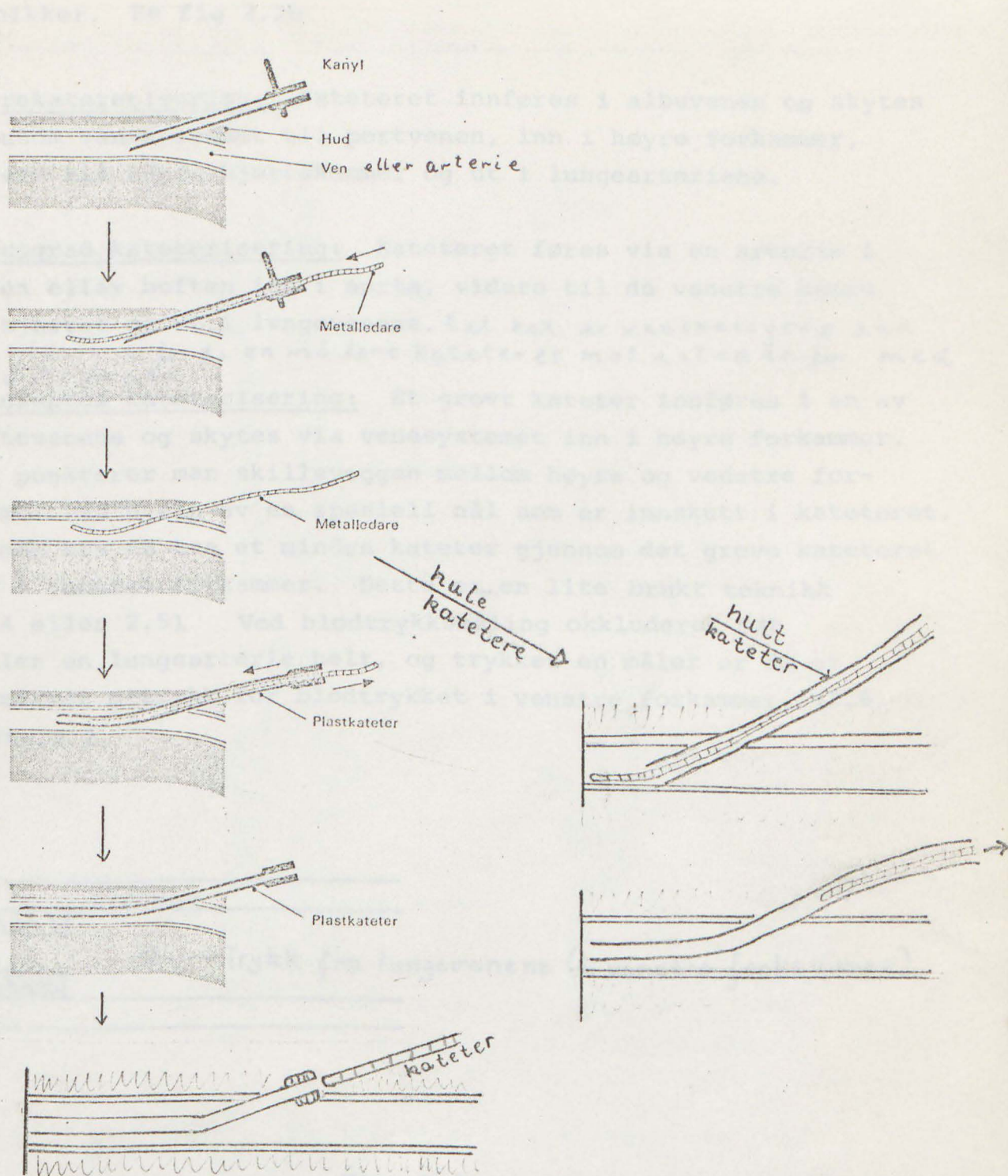


Fig. 2.1 Innlegging av kateter i kretsløpet.
Fra (2.2)

Avhengig av hvilke deler av hjertet og hvilke blodårer en vil undersøke, velges en eller flere av følgende tre kateteriserings-teknikker. Se fig 2.2b

Høyrekateterisering: Kateteret innføres i albuvenen og skytes gjennom venesystemet til portvenen, inn i høyre forkammer, videre til høyre hjertekammer og ut i lungearteriene.

Retrograd kateterisering: Kateteret føres via en arterie i armen eller hoften inn i aorta, videre til de venstre kamre av hjertet og ut i lungevenene. *Ret. kat. er vanskeligere enn høyrekat. bl.a. fordi en må føre kateteret mot i stedet en- for med blodstrømmen.*

Transeptal kateterisering: Et grovt kateter innføres i en av hoftevenene og skytes via venesystemet inn i høyre forkammer. Her punkterer man skilleveggen mellom høyre og venstre forkammer ved hjelp av en spesiell nål som er innskutt i kateteret. Dermed kan en tre et mindre kateter gjennom det grove kateteret inn i venstre forkammer. Dette er en lite brukt teknikk (2.4 eller 2.5). Ved blodtrykksmåling okkluderer man heller en lungearterie helt, og trykket en måler er da et tilnærmet uttrykk for blodtrykket i venstre forkammer. (2.6)

Se fig.2.2.

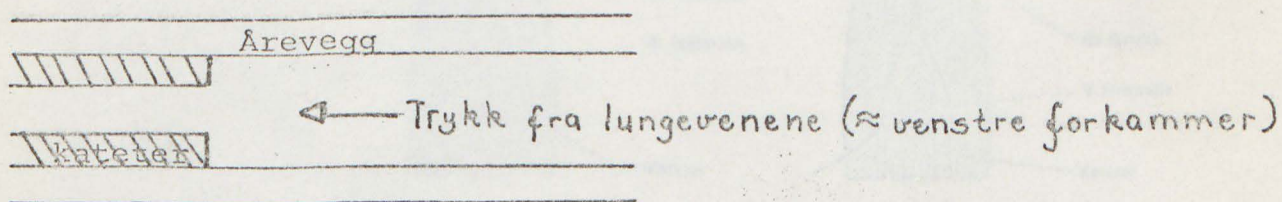
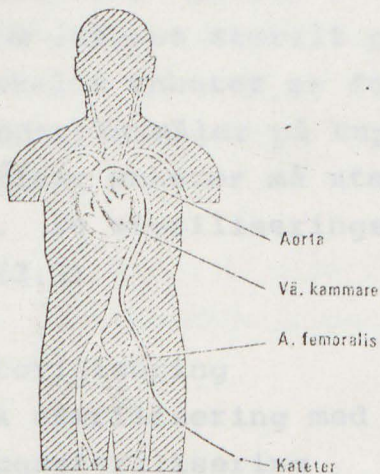
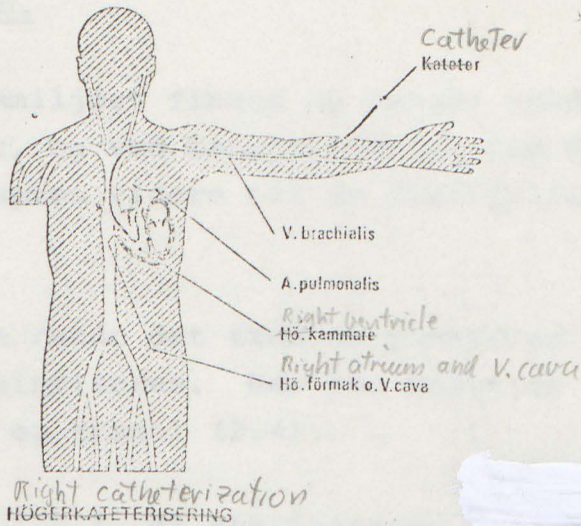


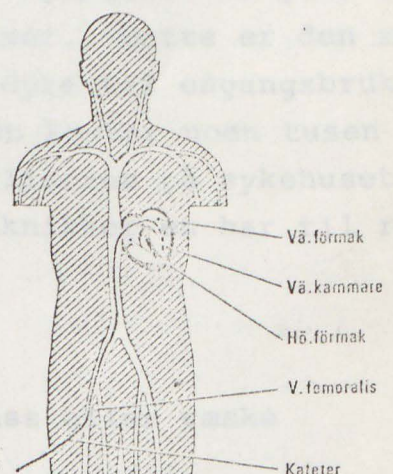
Fig. 2.2

Okklusjon av lungearterie.

Legen vil anvende en eller flere av disse metoder, avhengig av hvilke mistanker han har om en eventuell kretsløpsfeil.



RETROGRAD KATETERISERING



TRANSSEPTAL KATETERISERING

Fig. 2.2B Samtlige hulrom og tilstøtende årer kan nåes med et kateter. Fra (2.2)

2.3 Risikoer ved kateterisering.

Med god teknikk og erfaren utførelse er kateterisering en relativt risiko-fri undersøkelsesmetode. En del komplikasjoner kan dog oppstå:

2.3.1 Infeksjon.

Særlig i sykehusmiljøet finnes en mengde sykdomsfremkallende mikro-organismer, og ved kateterisering kan disse overføres til blodet, og spres videre til de forskjellige deler av kroppen.

Området på huden rundt det sted en punkterer for innføring av kateteret må desinfiseres. Her kan benyttes klorhexidin (2.2) eller jod og etanol (2.4).

Katetere, "guider" o.l. må steriliseres før bruk. For billige enheter (hule katetere, "guider") kan sykehuset benytte engangsartikler som leveres sterilt pakket. Dette er den rådende metode idag. Enkelte enheter er for dyre til engangsbruk, f.eks. katetere med blodtrykksmålere på tuppen koster noen tusen kroner (2.4). Disse enheter må steriliseres på sykehuset før hver gangs bruk. De steriliseringsteknikker en har til rådighet, er (2.2), (2.7)

- A. Varmesterilisering
- B. Kjemisk sterilisering med gass eller væske
- C. Strålingssterilisering

Hvilke metoder en velger bestemmes av det steriliseringsutstyr en har til rådighet, og hva den enhet man skal sterilisere tåler. For katetere vil kjemisk væskesterilisering antagelig være det beste, f.eks. neddypping i glutaraldehyd. (Over 3 timer). (2.2) Neddypping i formalin er en annen mulighet. (2.7)

2.3.2 Fremmede materialer i kroppen (2.8), (2.9).

Fremmede materialer i kroppen kan være skadelig ved at de kommer i direkte kontakt med vev eller blod, eller ved at de

oppløses i blodet og føres til de forskjellige deler av organismen. Ved hjertekateterisering blir organismen utsatt for fremmedmaterialer i kort tid (noen timer), og en får da ikke de rigorøse krav som en har til materialer som implanteres for lang tid. For et kateter vil materialvalg være avhengig av:

1. Materialet må være uskadelig for den levende organisme.
2. Materialet må ha de rette teknologiske egenskaper slik at kateteret og dets innhold ikke blir ødelagt av blod, sterilisering o.l.

Blant plaststoffene finnes det en god del stoffer som oppfyller disse krav. (Silikongummi, polyetylen, dacron, nylon)

Glass kan forårsake hemolyse og koagulering av blod, og bør kanskje overtrekkes med en tynn film av f.eks. silikongummi (2.4)

Metaller er som regel biologisk aktive og bør overtrekkes med et annet materiale.

En har også mulighet for å blande inn aktive stoffer i plastmaterialene, f.eks. innblande heparin (antikoagulant) i silikongummi.

2.3.3 Elektrisk sikkerhet (2.1), (2.4), (2.2), (2.9).

Elektrisk strøm gjennom organismen bør generelt unngås, og strøm gjennom hjertemuskulaturen kan forstyrre hjertets eget elektriske styringssystem ved at muskelcellene depolariseres av strømmen istedenfor av hjertets egne impulser. En slik forstyrrelse kan føre til såkalt kammerflimmer, hvor hjertekamrene slår så raskt og uregelmessig at de ikke kan fylles

med blod, og sirkulasjonsstillstand inntreffer.

Pasienten vil ved en hemodynamisk undersøkelse tilsluttes en del elektrisk utstyr (EKG, blodtrykk o.l.), og ved feil i utstyret eller ved feil i oppkoblingen, kan en risikere en lekkasje-strøm, gjennom hjertemuskulaturen. Sikkerhetsgrensen er $10\mu A$, som er en meget liten strøm. Faren for en slik lekkasje-strøm kan gjøres minst mulig ved:

A. Valg av sikringsmetode for det elektriske utstyr.

1. Jordet system. Alt i pasientens nærhet jordes til samme jord. (fig. 2.3)

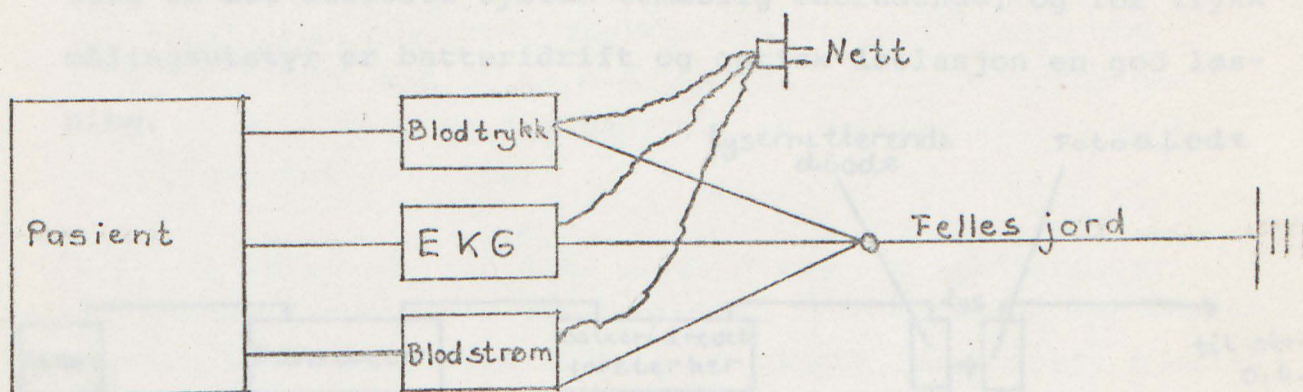


Fig. 2.3 Eksempel på jordet system

2. Isolert system. Alle elektriske apparater tilkoblet pasienten er isolerte ved at de er elektrisk isolerte. Etter Kirchhoffs 2. lov, kan det ikke gå elektrisk strøm til eller fra et slikt system. Dette gjøres i praksis ved at de får kraftforsyning fra batterier eller separate transformatorer med godt galvanisk skille. (Gjerne høyfrekvent da hjertemuskulaturens følsomhet synker med økende frekvens). Hvis målesignaler skal tilkobles nettdrevet utstyr, bør det gjøres med optisk isolasjon eller nye skilletransformatorer.

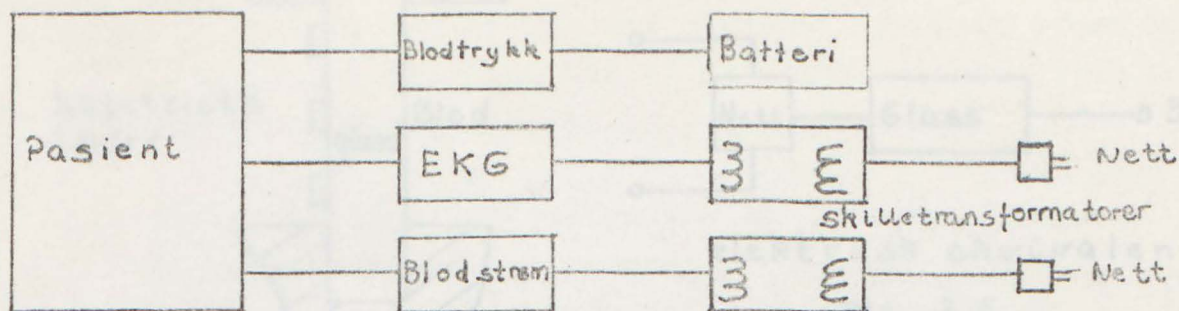


Fig. 2.4

Eksempel på isolert system.

Idag er det isolerte system temmelig enerådende, og for trykk-målingsutstyr er batteridrift og optisk isolasjon en god løsning.

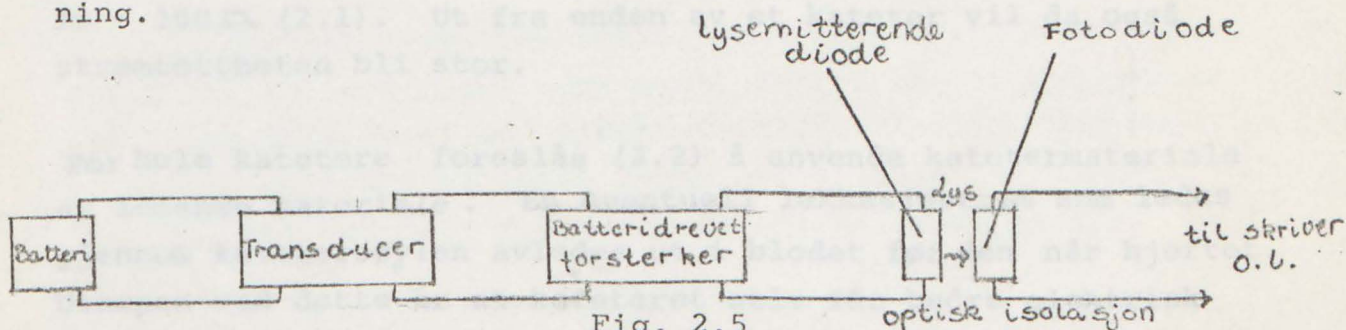


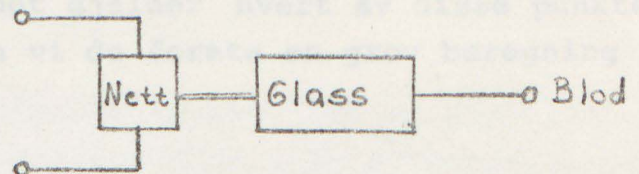
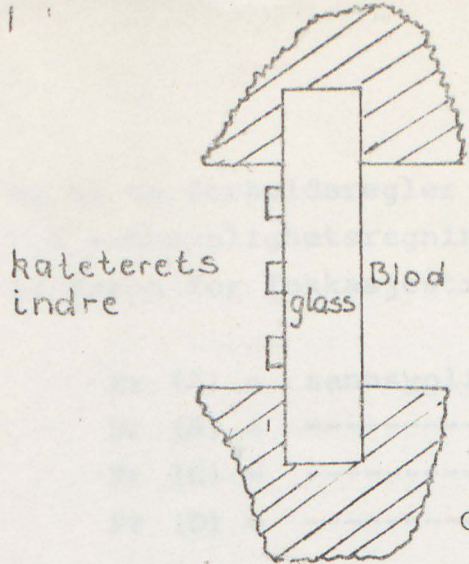
Fig. 2.5

Blodtrykksmåler med batteridrift og optisk isolasjon.

B. Isolering av de materialer som er i kroppskontakt.

De materialer som er i direkte kontakt med kroppen, lages der det er mulig av isolerende materiale, slik at nettverks-isolasjon mot kroppen blir størst mulig.

Et eksempel på dette er en glassmembran med elektrisk nettverk på innsiden. Glasset utgjør her nettverksisolasjonen mot kroppen. (fig. 2.6)



elektrisk ekrivalent

Fig. 2.6

Glass som nettverksisolasjon mot blodet.

Den elektriske motstand mellom to punkter i menneskekroppen er avhengig av en rekke faktorer, som avstand mellom dem, hva slags vev det er i mellom dem og geometriske faktorer. Med elektriske kontakter direkte til kroppens indre ved kateterisering, kan denne motstand få en så lav verdi som 10 - 100 Ω (2.1). Ut fra enden av et kateter vil da også strømtettheten bli stor.

For hule katetere foreslås (2.2) å anvende katetermateriale av ledende materiale. En eventuell lekkasjestrøm som ledes gjennom katetersøylen avledes ut i blodet før den når hjertet. Ulempen ved dette er at kateteret selv får bedre elektrisk kontakt med kroppens indre.

Ved lukkede katetere med elektronisk utstyr i kateter-tuppen, unngås den ledende væskesøyle, men strømforsyning til det elektroniske utstyr i kateter-tuppen gir et nytt faremoment.

Ved bruk av isolert system må tre ting skje for at lekkasjestrøm skal kunne gå til hjertet:

1. Katetertuppens nettverksisolasjon mot blodet svikter
2. Kateterets isolerte system svikter.
3. Det isolerte system til et annet elektrisk utstyr tilkoblet pasienten svikter.

En må ta forholdsregler når det gjelder hvert av disse punktene. Fra sannsynlighetsregning kan vi da foreta en grov beregning av faren for lekkasjestrøm:

- Pr (A) = sannsynligheten for at 1. inntreffer
- Pr (B) = -----"----- 2. -----"-----
- Pr (C) = -----"----- 3. -----"-----
- Pr (D) = -----"----- lekkasjestrøm

Pr (D) = Pr(A∩B∩C) = Pr(A) · Pr(B) · Pr(C) dersom vi antar uavhengighet. Antas 1% mulighet for feil for hver av de tre punktene blir da sannsynligheten for lekkasjestrøm en milliontedel. Koblefeil kan dog føre til avhengighet mellom punkt 2 og 3.

Men hvis en lekkasjestrøm først får mulighet til å gå p.g.a. feil, vil den som regel være meget større enn 10 μA. Antas f.eks. at to punkter med hjertemuskulatur imellom har en elektrisk motstand på 100Ω og en potensialforskjell på 10 volt, vil ved feil følgende elektriske strøm gå I_L: (Fig. 2.7)

$$I_L = \frac{10}{100} = 0,1 \text{ A}$$

som er 10⁴ større enn sikkerhetsgrensen.

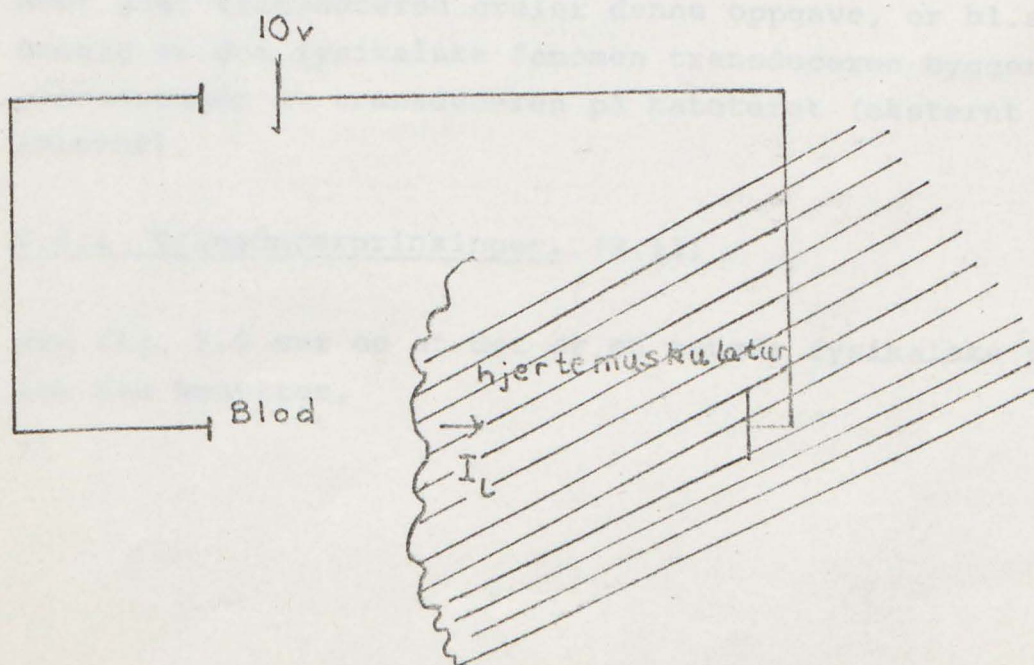


Fig. 2.7

Lekkasjestrøm gjennom hjertemuskulatur.

2.3.4 Berøring av hjertemuskulaturen. (2.2)

Når et kateter berører hjertemuskulaturen, kan en ekstra-systole inntreffe. Er en uheldig kan en slik rytmeforstyrrelse føre til kammerflimmer. Denne berøringsfare bør gjøres minst mulig ved at kateteret trekkes litt tilbake hver gang ekstra-systolen registreres på EKG.

2.4 Trykktransduceren - prinsipper og plassering.

Trykktransducerens oppgave er å overføre blodtrykket til et elektrisk signal som så kan bearbeides videre til en ønsket dataform.

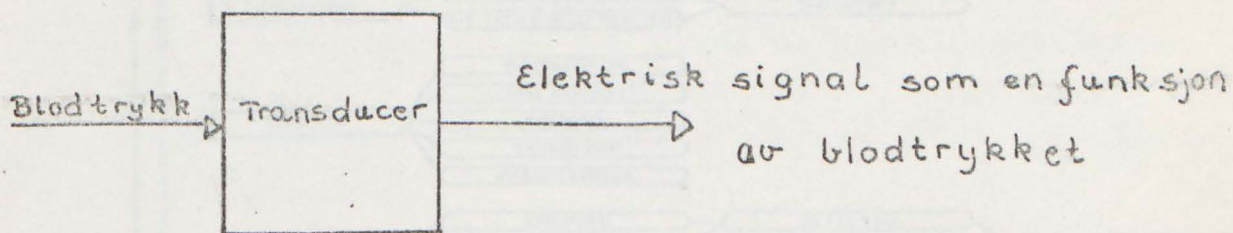


fig. 2.8 Transducerens oppgave.

Hvor godt transduceren greier denne oppgave, er bl.a. avhengig av det fysiske fenomen transduceren bygger på, og plasseringen av transduceren på kateteret (eksternt eller internt).

2.4.1 Transducerprinsipper. (2.11)

Fra fig. 2.9 ser en at det er en mengde fysiske fenomen som kan benyttes.

Table 10-3 PRESSURE TRANSDUCTION

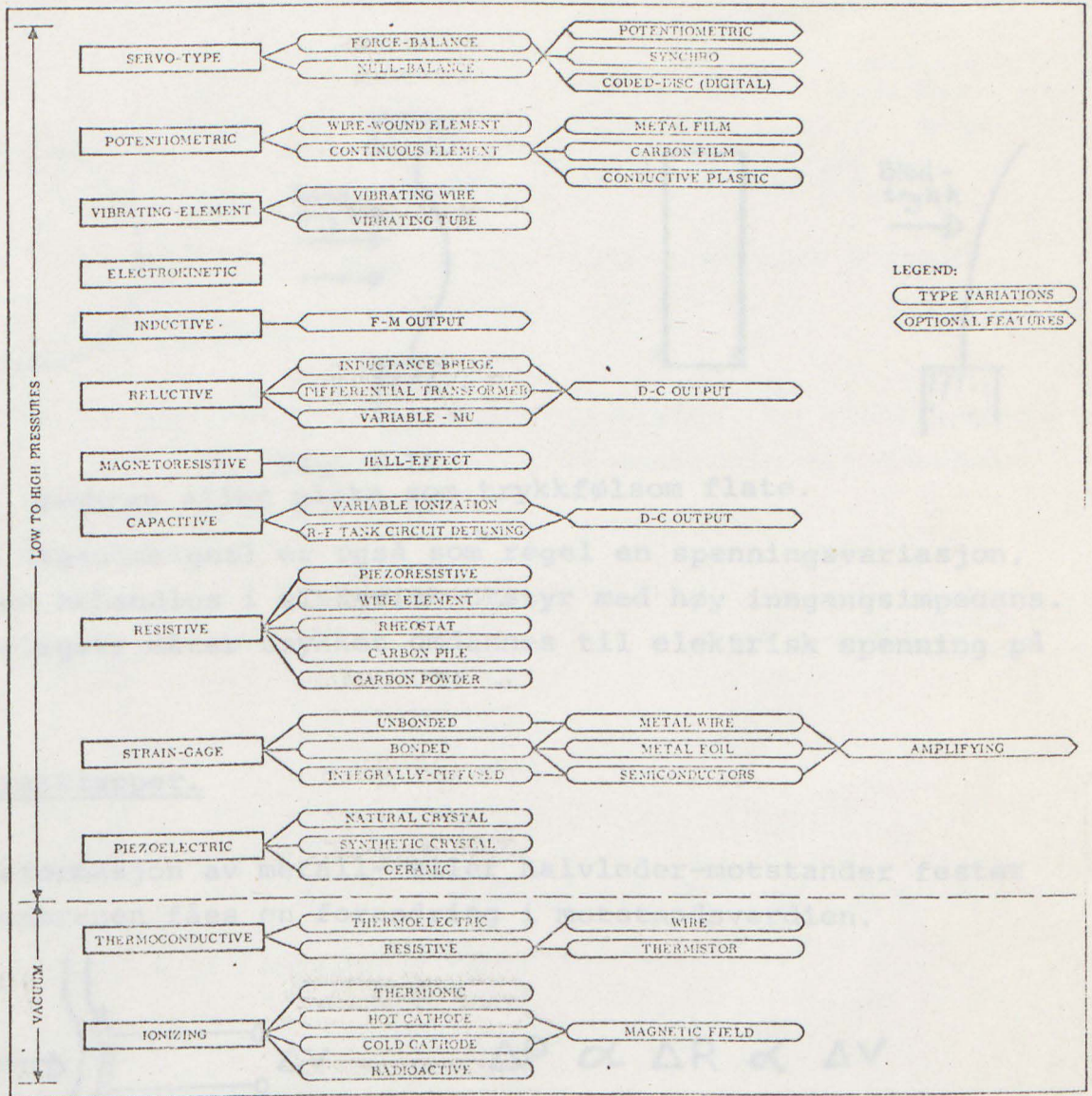


Fig. 2.9 En oversikt over forskjellige transducerprinsipper. Fra. (2.10)

Omtrent alle transducere som benyttes til intravaskulær blodtrykksmåling har en membran eller plate som strekkes p.g.a. trykket. (Fig. 2.10 a,b)

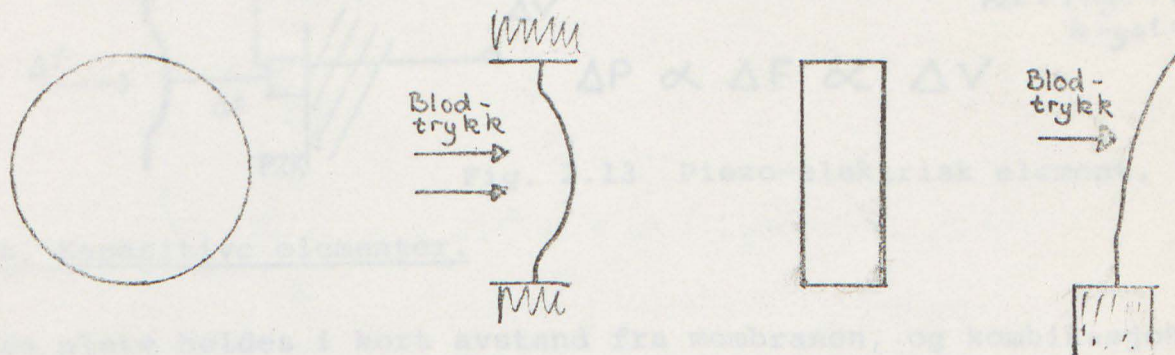


Fig. 2.10 Membran eller plate som trykkfølsom flate.

Deres utgangssignal er også som regelen en spenningsvariasjon, som kan behandles i elektrisk utstyr med høy inngangsimpedans. De vanligste måter trykket omdannes til elektrisk spenning på er:

A. Strekkklapper.

Ved deformasjon av metall- eller halvleder-motstander festet til membranen fåes en forandring i motstandsverdien.

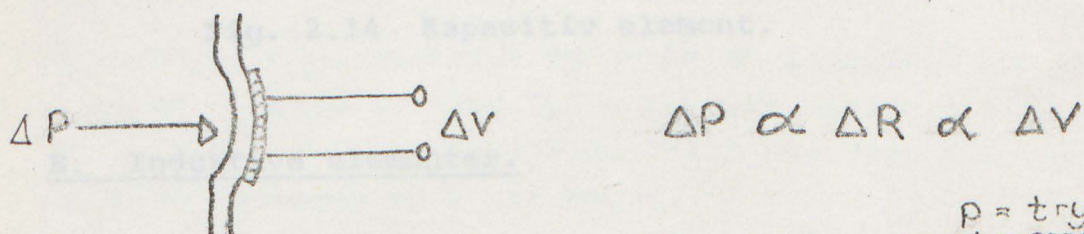


Fig. 2.11 strekkklapp

p = trykk
 \propto = proporsjonal med
 R = el. motstand
 V = el. spenning

B. Potensiometre.

Nedbøyningen av membranen benyttes til å skyve en punktkontakt langs en motstand.

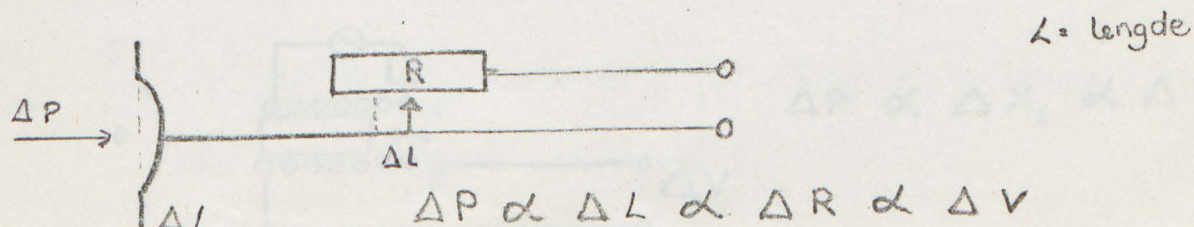


Fig. 2.12 Potensiometer.

C. Piezo-elektriske elementer.

Deformasjon av visse krystaller genererer en elektrostatisk spenning over krystallet

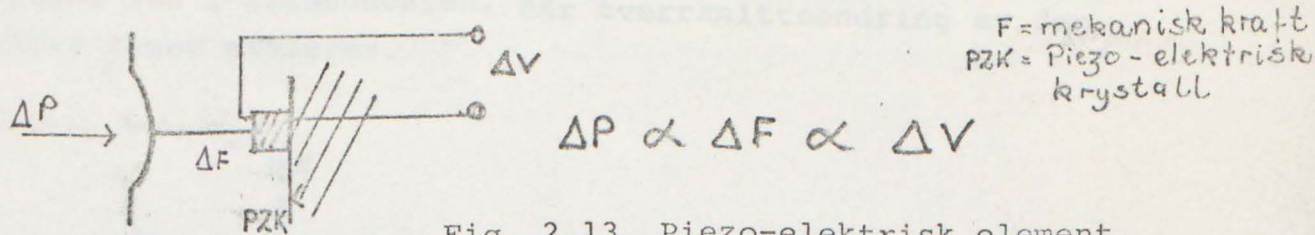


Fig. 2.13 Piezo-elektrisk element.

D. Kapasitive elementer.

En plate holdes i kort avstand fra membranen, og kombinasjonen danner en kondensator. Nedbøyning av membranen vil forandre impedansen X_c over kondensatoren

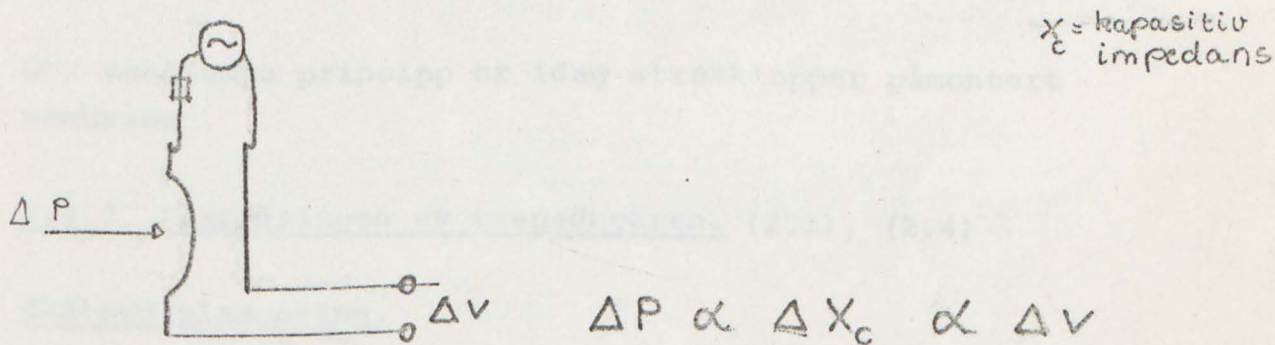


Fig. 2.14 Kapasitiv element.

E. Induktive elementer.

Membranen skyver en jernkjerne inn i en spole med høyfrekvent forsyningskilde. En får da en forandring i spolens impedans. X_L

X_L = Induktiv impedans

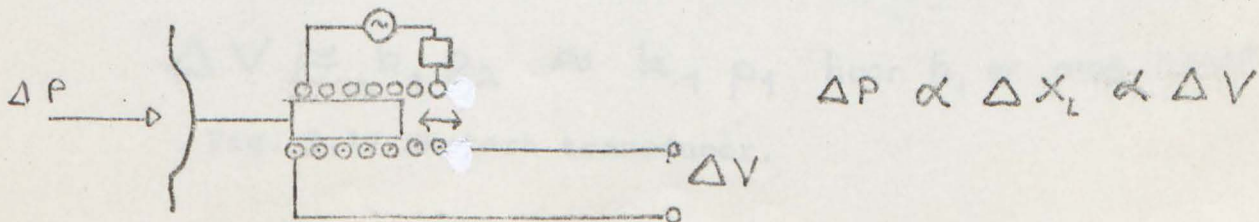


Fig. 2.15 Induktivt element.

F. Optiske elementer.

Nedbøyningen benyttes nå til å forandre et optisk signal som sendes inn i transduceren, får tverrsnittsendring av den flate lyset passerer.

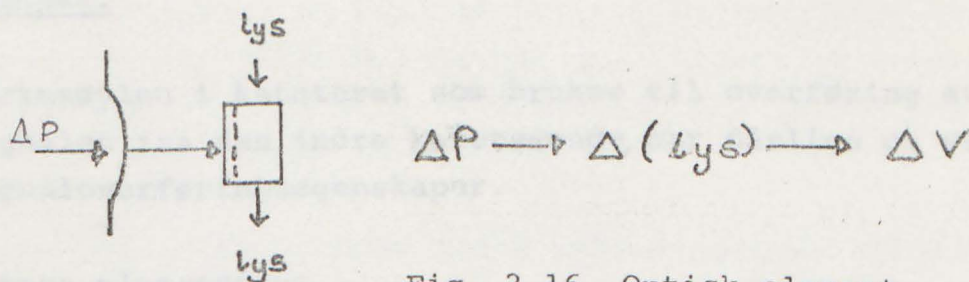


Fig. 2.16 Optisk element.

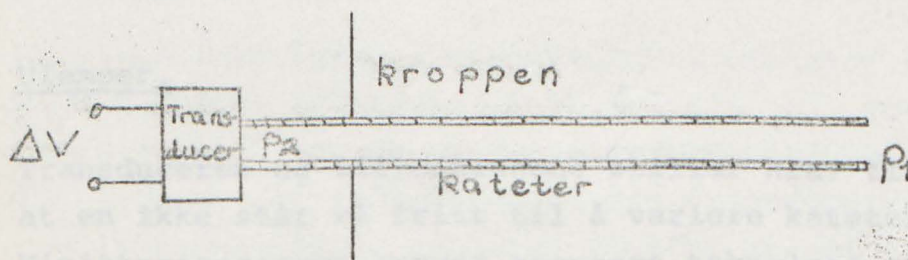
Det modulerte lys blir så viderebehandlet ved elektro-optiske metoder slik at utgangssignalet gir en elektrisk spenning.

Det vanligste prinsipp er idag strekkklapper påmontert membraner.

2.4.2 Plasseringen av transduceren. (2.1), (2.4)

Ekstern plassering.

Transduceren plasseres i den ende av kateteret som er utenfor kroppen. Dette er idag den vanligste metode. Blodtrykket som måles i kateterets indre ende, blir overført til transduceren gjennom væskesøylen i kateteret.



$\Delta V \approx k_1 p_2 \approx k_1 p_1$ hvor k_1 er prop. konst.

Fig. 2.17 Ekstern transducer.

Fordeler.

Transducere er utenfor kroppen slik at miniatyrisering er unødvendig og en står friere til valg av kateterets egenskaper. Dette letter f.eks. innføringen av kateteret.

Ulemper.

Væskesøylen i kateteret som brukes til overføring av trykksignalet fra den indre kateterende, har dårlige og variable signaloverføringsegenskaper.

Intern plassering.

Transducere plasseres på kateterets indre ende for å unngå de feilbilder en får ved trykkovertføring med væskesøylen ved ekstern plassering. (Først og fremst dynamiske feil)

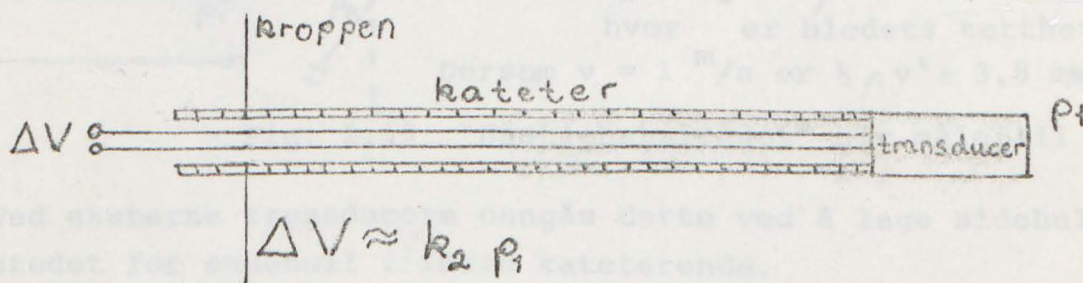


Fig. 2.18 Intern plassering

Fordeler.

Bedre dynamiske egenskaper.

Ulemper.

Transducere og tilledningene stiller krav til kateteret slik at en ikke står så fritt til å variere kateterets egenskaper. Miniatyriseringen krever avansert teknologi som gir høy pris.

2.5 Feilkilder ved blodtrykksmålinger.

Som tidligere nevnt kan vi skille mellom statiske og dynamiske feil.

2.5.1 Statistiske feil. (2.1), (2.11)

Drift, hysteresese og ulineæriteter i transducere vil gi feil i målingene. Dette unngås ved å kalibrere og kontrollere utstyret mot nulltrykk og et standardtrykk (f.eks. kvikksølvmanometer) før hver gangs bruk.

Dersom den trykkmålende flate ikke ligger parallellt (lateralt) med blodstrømmen vil "hastighetsleddet" i Bernoullis ligning gi en feil i det målte trykk.

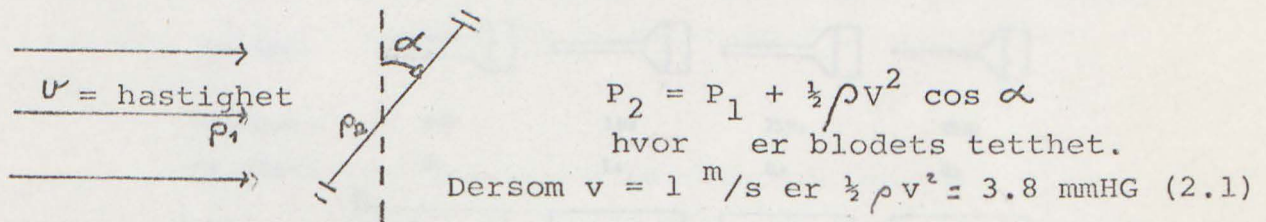


Fig. 2.19 "Hastighetsleddet" gir målefeil

Ved eksterne transducere unngås dette ved å lage sidehull i stedet for endehull i indre kateterende.

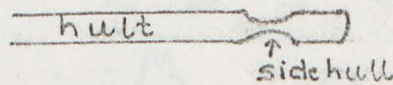


Fig. 2.20 Hullt kateter med sidehull

Ved interne transducere legges den trykkfølsomme flate lateralt. En vil allikevel få et visst bidrag fra hastighetsleddet, da en aldri greier å holde α konstant lik null.

Blod som koagulerer i kateteret til eksterne transducere, vil gi betydelige målefeil. Dette unngås best ved å påtrykke en meget liten infusjon av fysiologisk saltvann gjennom kateteret. For å få til en væskestrøm Δq fra transducere og inn til kateterenden, må en påtrykke utenfra med et trykk ΔP for å overvinne strømningsmotstanden R_s :

$$\Delta P = R_s \cdot \Delta q$$

Når blodtrykket måles, bør ΔP være lik null (Infusjonsventil stengt).

Eksterne transducere må plasseres i samme høyde som den indre ende, ellers vil en få en hydrostatisk feil. En høydeforskjell på 5 cmH₂O gir en feil på ca. 3,5 mmHg.

2.5.2 Dynamiske feil. (2.2), (2.1)

De dynamiske feil gir seg utslag i forvrengning og resonanssvingninger på de målte blodtrykkskurver. De dynamiske feil er en funksjon av målesystemets frekvensrespons. Frekvensresponsen bør være linear opp til minst 25 Hz. Se fig. 2.21-22

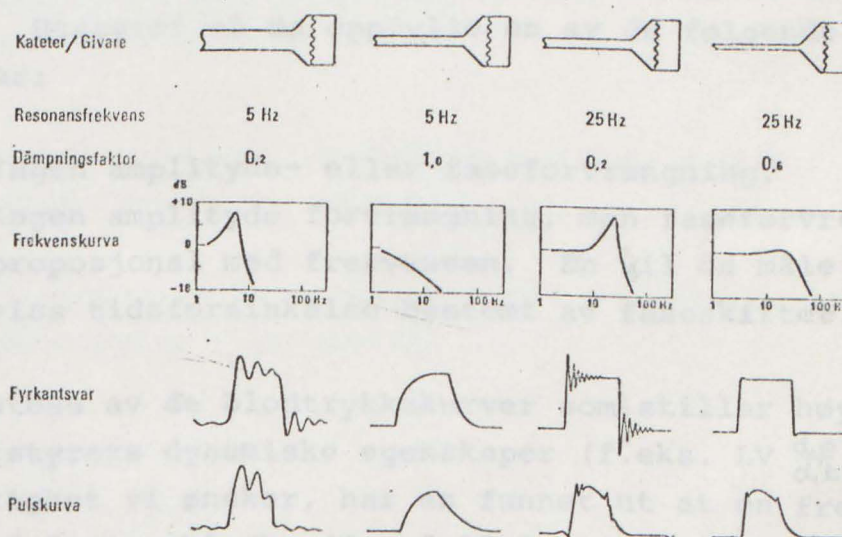


Fig. 2.21

Frekvensresponsens betydning ved dynamiske feil. For eksterne transducere er frekvensresponsen avhengig av kateterets trykkoverføringsegenskaper. Fra (2.2)

Teori.

Etter Fourier-teori kan en blodtrykkskurve ansees som bestående av en middelvei sammen med en sinusbølgerække med forskjellige frekvenser og passende amplituder og faser.

$$p(t) = A_0 + \sum_{n=1}^{n=\infty} A_n \sin \left[(n \cdot 2\pi f_0) t + \alpha_n \right]$$

f_0 er hjertefrekvensen og de enkelte frekvensbidrag vil være integrale multiplum av f_0 , og bidragets amplitude vil være avtagende med økende frekvens.

Hvis en skal ha målt blodtrykket, må det utstyr en bruker være istand til å bearbeide middelveier og de harmoniske komponenter, slik at utgangssignalet er mest mulig likt inngangssignalet. Utstyret må da oppfylle en av de følgende to betingelser:

1. Ingen amplitude- eller faseforvrengning.
2. Ingen amplitude forvrengning, men faseforvrengning proposjonal med frekvensen. En vil da måle med en viss tidsforsinkelse bestemt av faseskiftet.

Ut fra syntese av de blodtrykkskurver som stiller høyest krav til måleutstyrets dynamiske egenskaper (f.eks. LV $\frac{dp}{dt}$) og den nøyaktighet vi ønsker, har en funnet ut at en frekvensrespons med lineær båndbredde på 25 Hz er tilstrekkelig. Samtidig må faseskiftet fra 0 til 25 Hz være omtrent null eller proposjonal med frekvensen. (Fig. 2.22)

LV $\frac{dp}{dt}$ = den tidsderiverte av trykket i venstre ventrikkel.

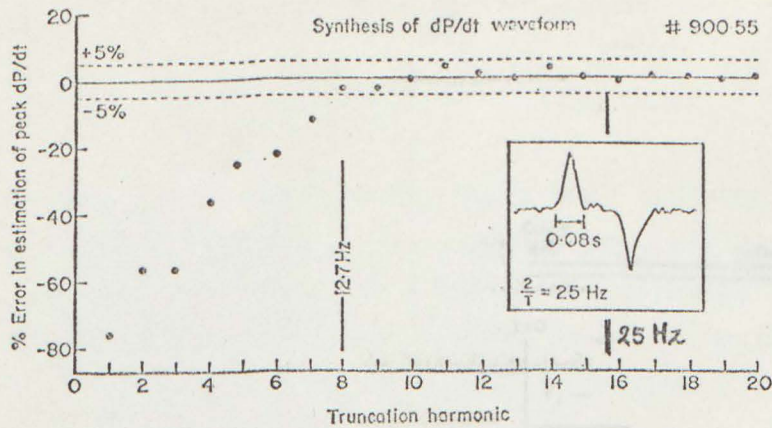


Fig. 2.22 Syntese av LV $\frac{dp}{dt}$ gir at et system med lineær frekvensrespons til 25 Hz gir mindre enn 1% dynamisk målefeil. Fra (2.11)

Interne transducere har båndbredde opp mot noen kHz med omtrent intet faseskift. (Appendix 3)

Eksterne transducere har problemer med å oppfylle disse krav, grunnet væskesøylen i kateteret.

For å analysere frekvensresponsen til et slikt system, må en benytte kunnskaper fra bølgeutbredelsesteori. (Appendix 3) Årsaken til dette er at trykkvariasjoner i kateterenden bruker en viss tid på å forplante seg til transduceren, slik at en i et gitt øyeblikk vil ha trykkvariasjoner langs kateteret. I begge kateterendene vil en få refleksjoner av innfallende pulsbølger, som vist fig.2.23.

F_1 reflekteres som B_1

B_1 blir reflektert som F_2 i motsatt fase

F_3 er B_2 reflektert i motsatt fase

Sum uten dempning

Sum med dempning

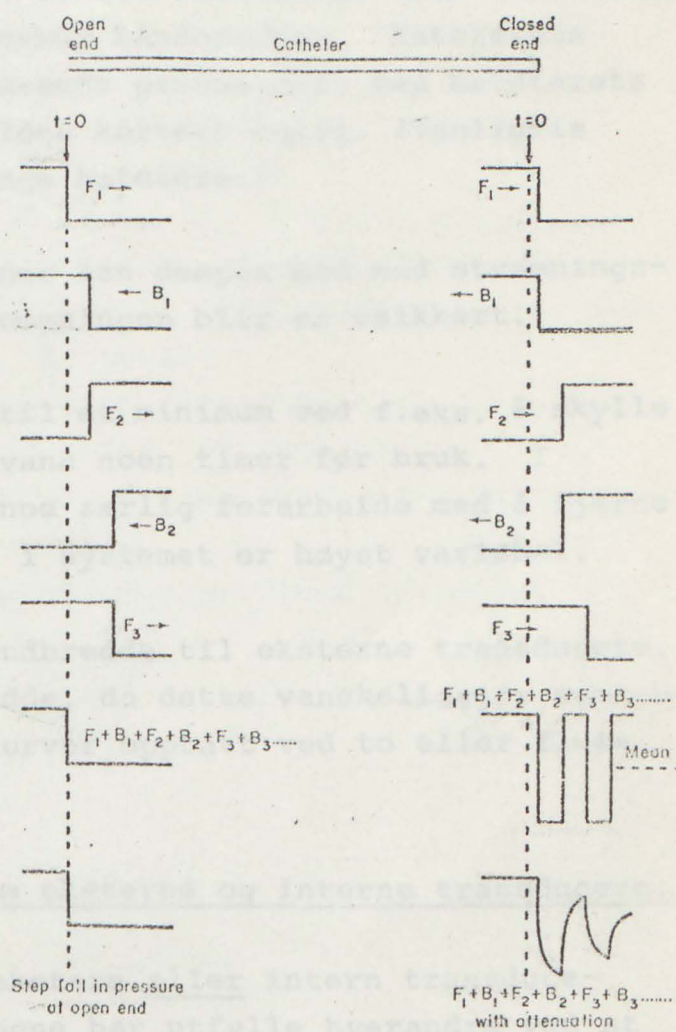


Fig. 2.23 Et trykkfall i kateterenden vil reflekteres frem og tilbake i kateteret. Ved den lukkede enden vil en få dynamisk innsvingning mot den nye trykkverdi med innsvingningsfrekvens lik systemets egenfrekvens. Fra (2.11)

Frekvensresponsens båndbredde er omvendt proporsjonal med kvadratroten av systemets elastisitet

$$\frac{\Delta V}{\Delta P} = \text{volumøkning pr. trykkøkning.}$$

En direkte følge av dette er at små luftbobler inne i kateteret eller transducerhulrommet senker båndbredden. Kateterets resonansfrekvens vil være omvendt proporsjonal med kateterets lengde, så kateteret bør holdes kortest mulig. (Vanligvis benyttes 80 eller 100 cm lange katetere.)

Resonanser p.g.a. refleksjoner kan dempes ned med strømningsmotstander, men hvor stor dempningen blir er usikkert.

Luft i systemet kan gjøres til et minimum ved f.eks. å skylle kateteret med kokt sterilt vann noen timer før bruk. I praksis gjøres det sjelden noe særlig forarbeide med å fjerne luftboblene, og luftmengden i systemet er høyst variabel.

Like viktig som den lave båndbredde til eksterne transducere, er deres varierende båndbredde, da dette vanskeliggjør sammenlignende tolkning av trykkkurver opptatt ved to eller flere undersøkelser.

2.6 En sammenligning mellom eksterne og interne transducere.

En bør slutte å snakke om ekstern eller intern transducerplassering. De to prinsippene bør utfylle hverandre ved at kateterisering med ekstern transducer er å foretrekke ved de fleste blodtrykksmålinger fordi slike katetere er lettere å arbeide med og er billigere i bruk. I spesielle tilfelle der en har behov for mer nøyaktige målinger (f.eks. $LV \frac{dp}{dt}$) bør en så anvende kateter-tupp transducere.

Med kateter-tupp transducere vil kurvene være så nøyaktige at selve de dynamiske kurveforløp bør komme sterkere inn ved diagnostisk vurdering av målingene. Idag benyttes mest sammenligninger av topp - bunn og middelveidier til de forskjellige kurver.

Kilder:

- 2.1 R. Aaslid: Forelesninger i biomedisinsk teknikk -74.
- 2.2 B. Jacobsen: Medisin och teknik s. 165-171,
s. 174-178, s. 344-346.
- 2.3 P.D. Stein og E.F. Blick: JAAMI vol 6 nr. 4 1972, s. 272.
- 2.4 A. Brubakk, personlig henvendelse
- 2.5 J. Schaaning. personlig henvendelse.
- 2.6 L. Hatle, personlig henvendelse.
- 2.7 K.H. Wallhäuser og H. Schmidt: Sterilisation.
Desinfektion. Konservierung. Chemotherapie. S. 43-100.
- 2.8 G.H. Myers og V. Parsonnet: Engineering in the heart
and blood vessels. S. 96-126.
- 2.9 Proceedings of the second nordic meeting on medical
and biological engineering. S. 200-202.
- 2.10 H.N. Norton: Handbook of Transducers for Electronic
Measuring Systems. S. 430.
- 2.11 Bergel el. al.: Cardiovascular Fluid Dynamics. s.11-49.

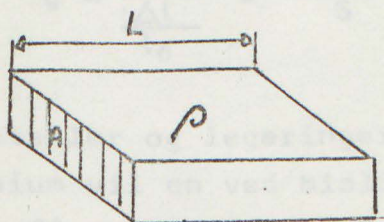
KAPITTEL 3 ELASTORESISTANS I GERMANIUM-FILMER.

3.1 Fysikalsk beskrivelse. (3.1, 3.2)

Fenomenet elastoresistans defineres som forandring i den elektriske resistivitet når et materiale blir utsatt for mekanisk deformasjon.

Piezoresistans er fysikalsk det samme fenomen, men nå relatert til materialets strekk- eller trykkpåkjenning. Sammenhengen mellom strekk/trykk og deformasjon er i det elastiske området lineær. (Hook's lov).

En materialprøve med lengde L , tverrsnitt A og resistivitet ρ , har elektrisk motstand R :



$$R = \frac{\rho L}{A} \quad (3.1)$$

Fig. 3.1 Den elektriske motstand til et materialstykke.

Ved deformasjon av prøven kan det vises at den relative forandring i elektrisk motstand kan skrives:

$$\frac{\Delta R}{R_0} = \Delta \left(\frac{L}{A} \right) \cdot \frac{A_0}{L_0} + \frac{\Delta \rho}{\rho_0} \quad (3.2)$$

Første ledd på høyre side av ligningen skyldes den dimensjonsavhengige forandring av R . Det andre bidraget viser forandringen i R på grunn av elastoresistans-effekten.

I metaller og legeringer er bidraget fra det dimensjonsavhengige ledd dominerende, slik at en kan skrive:

$$\frac{\Delta R}{R_0} \approx \Delta \left(\frac{L}{A} \right) \cdot \frac{A_0}{L_0} \quad (3.3)$$

Fig. 3.2 Sædetraktoren til et metall.

I en halvleder som p-dopet germanium er bidraget fra elastoresistansleddet dominerende

$$\frac{\Delta R}{R_0} \approx \frac{\Delta \rho}{\rho_0} \quad (3.4)$$

Bidragets størrelse er for en-krystall germanium sterkt avhengig av orienteringen av den påførte deformasjon relativt til krystallretningene.

En motstands sensitivitet overfor deformasjonen ΔL uttrykkes ved gaugefaktoren g :

$$g = \frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{\frac{\Delta L}{L_0}} = \frac{\frac{\Delta R}{R_0}}{S} \quad S = \frac{\Delta L}{L_0} \quad (\text{"strain"}) \quad (3.5)$$

For metaller og legeringer er dens størrelse rundt 2. For germanium vil en ved midling over de krystallografiske retninger få en størrelse på målefaktoren lik ca. 20. (3.4)

Den store forskjell i målefaktor mellom halvledere og metaller skyldes den forskjellige elektroniske struktur.

I metaller fyller ledningsbærerne elektroniske tilstander i et delvis fylt ledningsbånd. Se fig. 3.2.

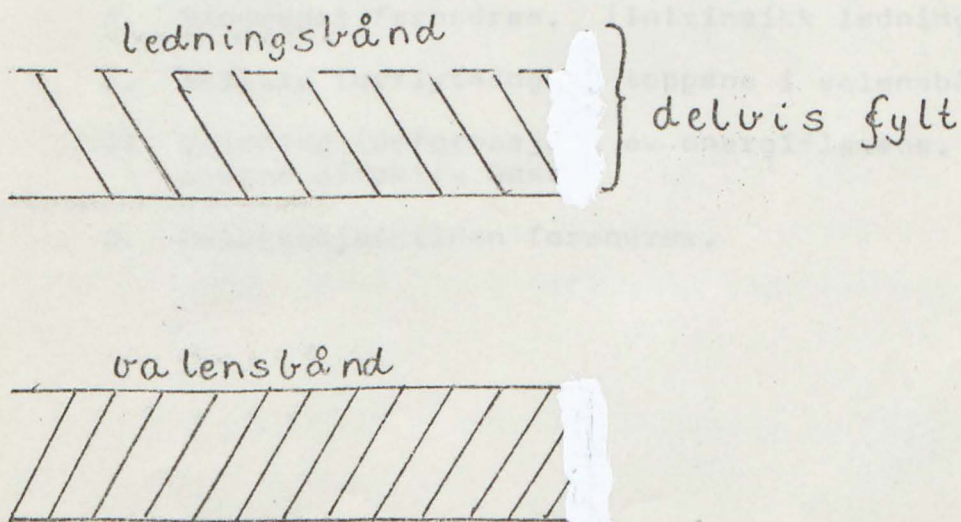


Fig. 3.2 Båndstrukturen til et metall.

Mekanisk deformasjon forstyrrer båndstrukturen, men antall ladningsbærere og deres mobilitet, og dermed ρ , vil forbli praktisk talt uforandret.

I halvledere som germanium dannes ladningsbærerne ved termisk aktivisering over et energigap mellom lednings- og valensbåndet, og fyller elektroniske tilstander ved bånd-ekstrema. (Ledningsbåndets minimum og valensbåndets maximum). Se fig. 3.3.

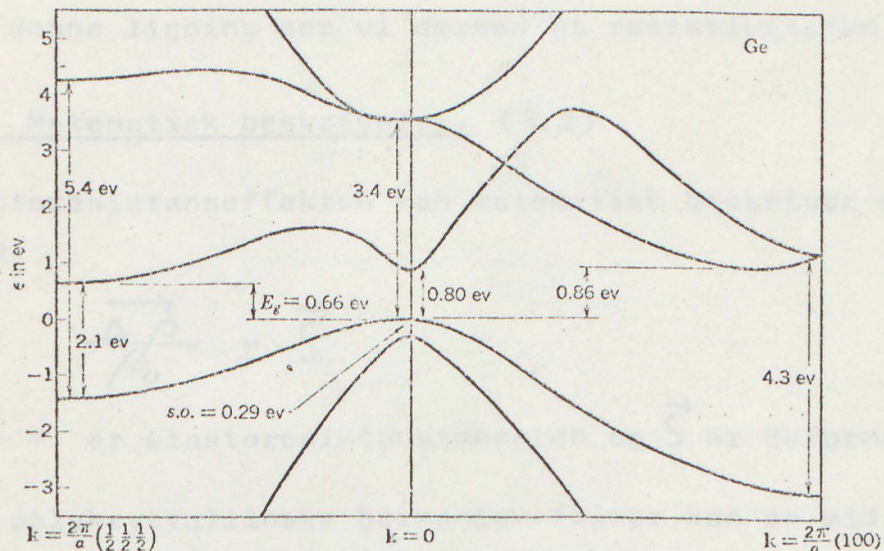


Fig. 3.3 Båndstrukturen til germanium.
Fra (3.3)

De effekter som skaper elastoresistans i p-germanium som blir utsatt for deformasjon, er:

- A. Båndgapet forandres. (Intrinsikk ledningsevne forandres)
- B. Relativ forflytning av toppene i valensbåndet
- C. Vridning (deformasjon) av energiflatene. Dermed forandres effektiv masse.
- D. Relaksasjonstiden forandres.

Resultatet blir at antall ladningsbærere og deres mobilitet endres. For p-germanium kan en skrive, da $p \gg n$:

$$\rho \approx \frac{1}{qp\mu_p}$$

- q = enhetsladning
- p = antall positive ladningsbærere
- n = antall negative ladningsbærere (3.6)
- μ_p = mobiliteten til de positive ladningsbærere

Fra denne ligning ser vi dermed at resistiviteten endres.

3.2 Matematisk beskrivelse. (3.2)

Elastoresistanseffekten kan matematisk beskrives på følgende måte:

$$\frac{\Delta \rho}{\rho_0} = \underline{m} \cdot \vec{S} \quad (3.7)$$

hvor \underline{m} er elastoresistanstensoren og \vec{S} er deformasjonsvektoren.

For polykrystallinske germanium-filmer kan en midle de retningsavhengige ledd i elastoresistanstensoren for en-krystall germanium slik at en står igjen med en longitudinell (m_L) og en transversell (m_t) del. For en slik tynn film kan \vec{S} tilnærmes til også bare å ha en longitudinell (S_L) og en transversell (S_t) del. Dermed kan en skrive:

$$\frac{1}{\rho_0} \begin{bmatrix} \Delta \rho_L \\ \Delta \rho_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_L & m_t \\ m_t & m_L \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} S_L \\ S_t \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} m_L S_L + m_t S_t \\ m_t S_L + m_L S_t \end{bmatrix} \quad (3.8a)$$

ders.

$$\frac{\Delta \rho_L}{\rho_0} = m_L S_L + m_t S_t \quad \frac{\Delta \rho_t}{\rho_0} = m_t S_L + m_L S_t \quad (3.8b)$$

På glass-substrat er for p-germanium ved romtemperatur $m_L = 22$ og $m_t = -7$.

Det er dog påvist at \underline{m} ikke er uavhengig av deformasjon, nemlig ved at

$$\underline{m} = \underline{m}' + \underline{m}'' \vec{S} \quad (3.9)$$

For deformasjoner under 10^{-3} er imidlertid det uliniære ledd uten betydning. (3.4)

3.3 Temperaturavhengighet. (3.2, 3.4)

I den teoretiske utledning av m_l og m_t forutsies sterk temperaturavhengighet ved den såkalte T^{-1} sammenheng. (3.4)

Ekperimentelle undersøkelser er vist i fig. (3.4).

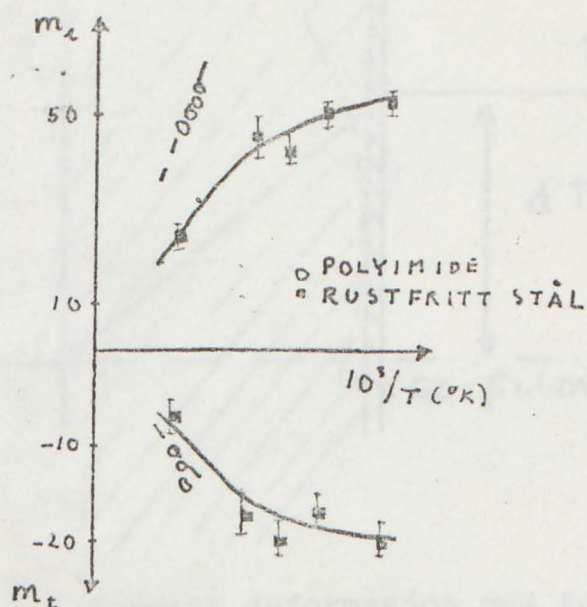


Fig. 3.4 Elastoresistanskoeffisienten er avhengig av substrattemperaturen. Fra (3.4)

m_l og m_t er også avhengig av dopningsgraden.

Teoretisk forklares dette ut fra akustisk og optisk fononspredning, så vel som fremmedelementspreddning.

På grunn av produksjonsprossessen, hvor germanium-filmen blir pådampet substrat ved høye temperaturer, fåes termisk deformasjon av germanium ved brukstemperatur dersom substratet og germanium har forskjellige termiske utvidelseskoeffisienter:

S_T = termisk strain

β_f = temperaturutvidelseskoeffisient til filmen

β_s = temperaturutvidelseskoeffisient substrat

$$S_T = (\beta_f - \beta_s) (T_0 - T_b)$$

T_0 = pådampingstemperatur

T_b = brukstemperatur

(3.10)

Termisk deformasjon fåes også hvis substratet har en temperaturgradient over sitt tverrsnitt. Se fig. 3.5.

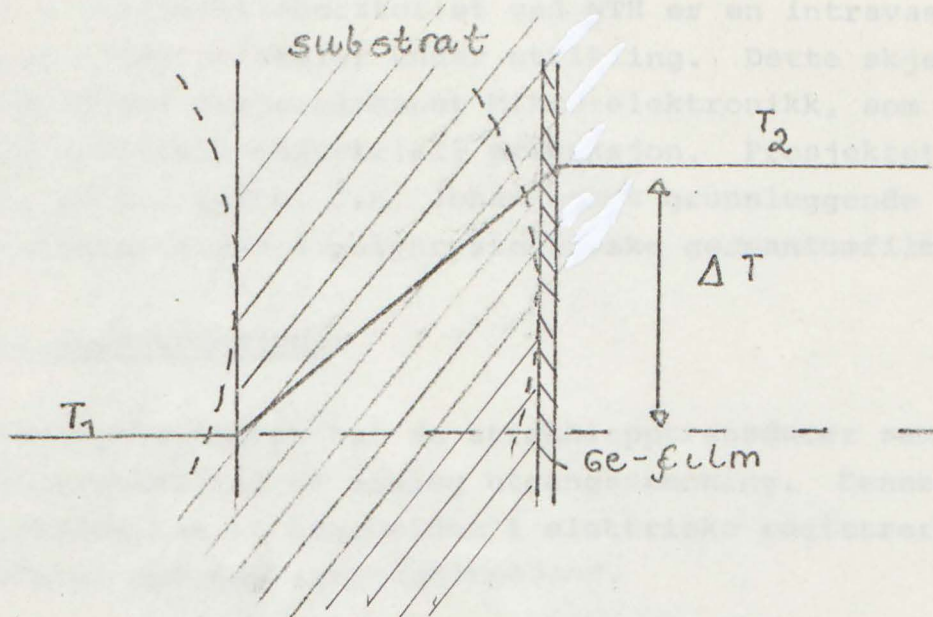


Fig. 3.5. Termisk deformasjon ved temperatur gradient over membrantverrsnittet.

Tilnærmet kan deformasjonen som da oppstår beregnes til:

$$s_{\Delta T} \approx \frac{\beta_c \Delta T}{2} \quad (3.11)$$

Kilder:

- 3.1 K. Bløtekjær: Forelesninger i halvlederkomponenter våren 1974.
- 3.2 J.S. Johannesen: Germanium Thin Film Pressure Gauges. ELAB rapport.
- 3.3 C. Kittel: Introduction to Solid State Physics. s. 317
- 3.4 J.S. Johannesen: Galvanomagnetic and Elastoresistive Effects in p-type Germanium and Germanium Films.

KAPITTEL 4 ELAB'S KATETERUTTUPP BLODTRYKKSÅLER.

Konstruksjon og fremstilling.

Utdrag av O.B. Jøssens rapport.

På Elektronikklaboratoriet ved NTH er en intravaskulær kateter-
tupp blodtrykksmåler under utvikling. Dette skjer i sam-
arbeid med Aksjeselskapet Mikro-elektronikk, som vil forestå
med eventuell industriell produksjon. Prosjektet er et resul-
tat av dr. techn. J.S. Johannesens grunnleggende arbeid med
elastoresistans i polykrystallinske germaniumfilmer.

4.1 Konstruksjon.

Blodtrykksmåleren har en strekkklapptransducer som overfører
blodtrykket til en analog utgangsspenning. Denne utgangs-
spenning kan så bearbeides i elektriske registreringsap-
parater med høy inngangsimpedans.

Selve trykktransducere er montert på indre ende av et hjerte-
kateter. Denne består av et sirkulært glassmembran pådampet
polykrystallinske germaniumsmotstander. Nedbøyning av glass-
membranet skaper deformasjon av germaniumsmotstandene, som
derved endrer sine motstandsverdier p.g.a. elastoresistans-
effekten. Ved at motstandene er oppkoblet i en Wheatstone
brokobling, gir motstandsendingene forandring i utgangsspen-
ning fra broen. Se fig. 4.1

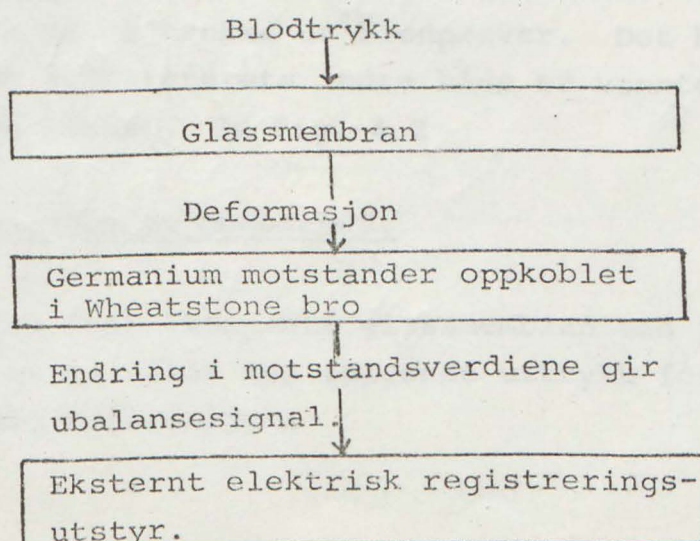


Fig. 4.1 Prinsipiell virkemåte for ELAB's blodtrykksmåler.

Innsiden av membranet har gjennom kateteret forbindelse med atmosfæren, slik at blodtrykket måles relativt atmosfæretrykk.

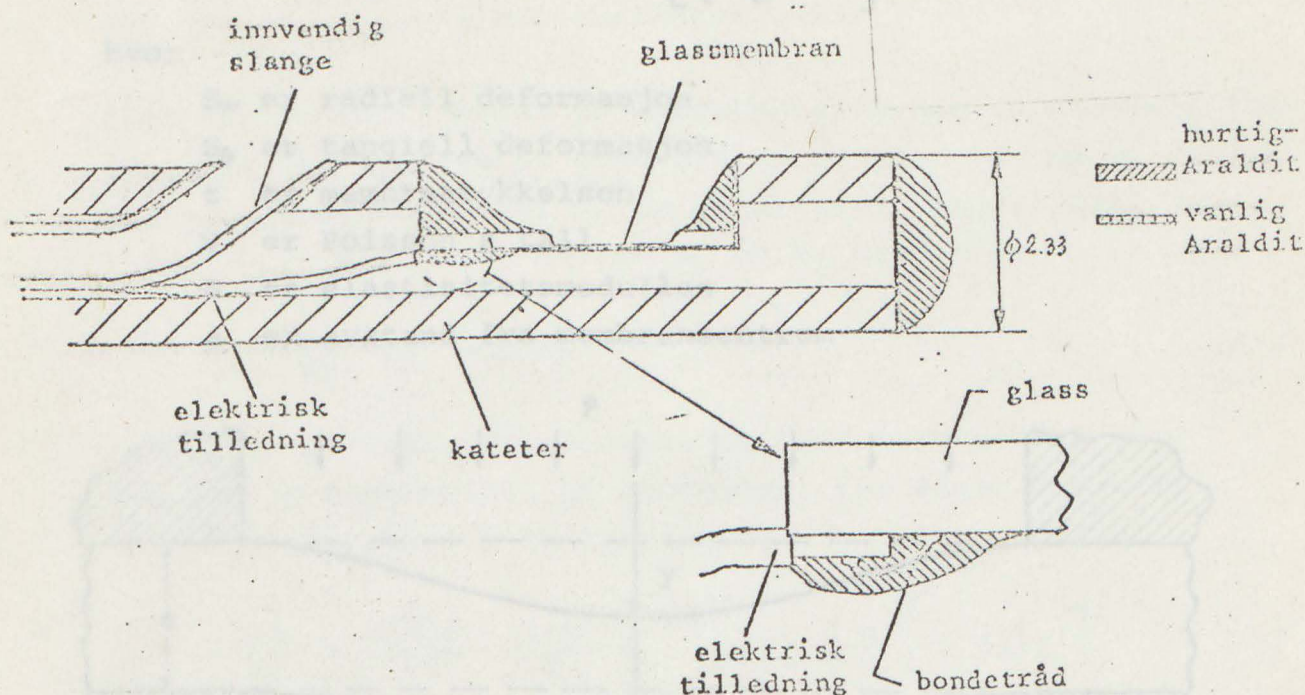


Fig. 4.2 Katetertuppen gjennomskåret.

Glassmembranet er en del av en glassbrikke og kan regnes som fast innspent. Germaniummotstandene har gullfilm som kontakter i endene. Ledninger for spenningsforsyning og utgangssignal er ført gjennom kateteret og festet til gullkontaktene. En tynnere slange kan monteres inn i kateteret for infusjon av væske eller for å trekke ut blodprøver. Det hele er så limt sammen slik at kateterets indre både er vanntett og elektrisk isolert mot blodet. Se fig. 4.2

4.2 Deformasjon av membranet.

Utsettes den fast innspennte glassmembran med jevnt fordelt trykk p , kan en sette opp følgende uttrykk for germaniummotstandenes deformasjon:

og
$$S_{\omega} = \frac{3pa_0^2}{8t^2} \frac{1-\nu}{E} \left[3\left(\frac{a}{a_0}\right)^2 - 1 \right] \quad (4.1)$$

$$S_{\theta} = \frac{3pa_0^2}{8t^2} \frac{1-\nu}{E} \left[\left(\frac{a}{a_0}\right)^2 - 1 \right] \quad (4.2)$$

hvor

S_{ω} er radiell deformasjon

S_{θ} er tangiell deformasjon

t er membrantykkelsen

ν er Poisson's tall

E er elastisitetsmodullen

a er avstand fra membransentrum

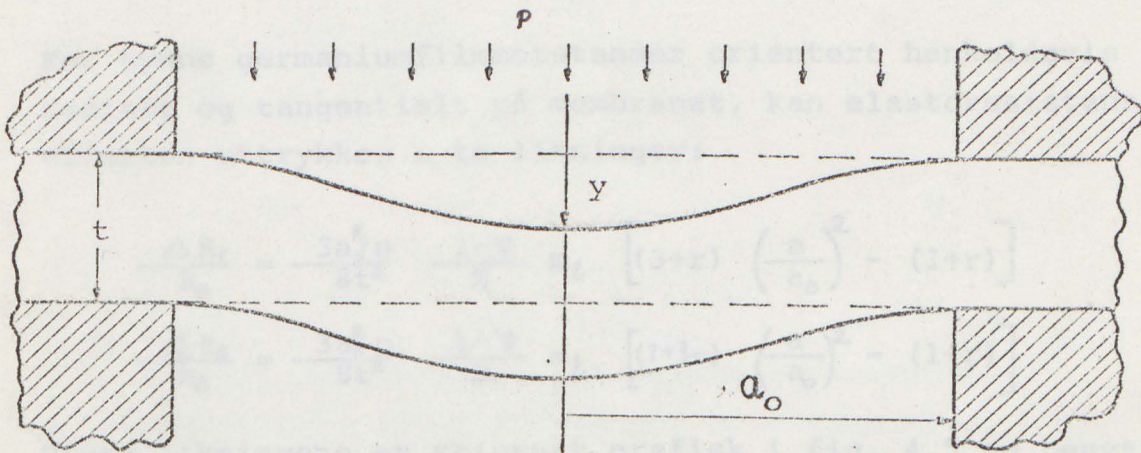


Fig. 4.3 Fast innspent sirkulært membran.

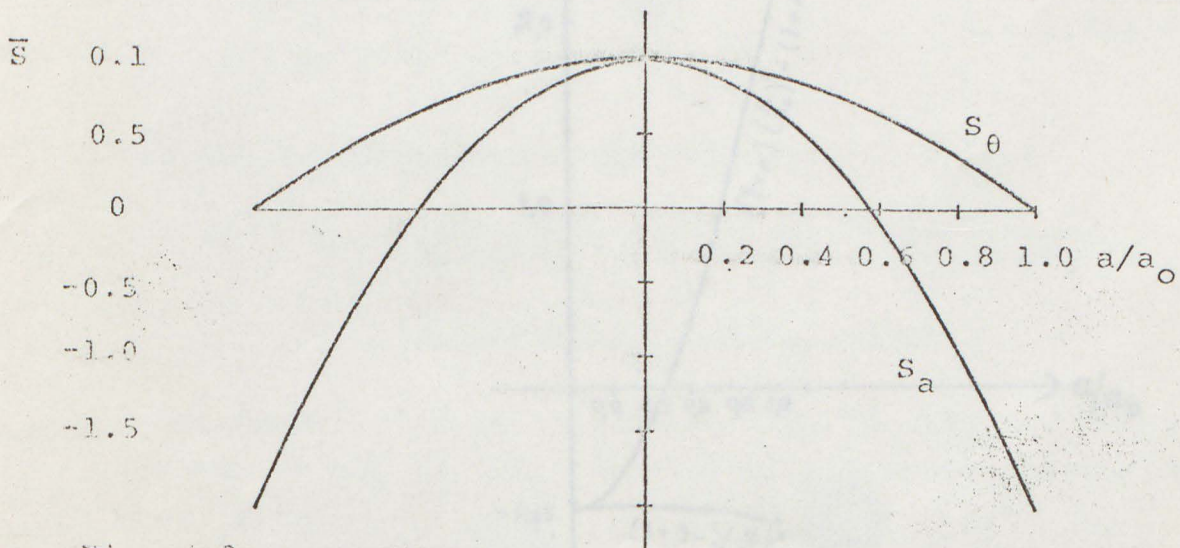


Fig. 4.4 Deformasjon i nedre flate.

4.3 Elastoresistans i germanium-filmer på et fast innspent, sirkulært membran.

De pådampete germaniummotstander er så tynne at de får samme deformasjoner som glassoverflaten under.

Elastoresistanstensen på polykrystallinske germanium-filmer deponert ved temperatur over 300°C, er isotrop med en positiv longitudinell komponent m_l og en negativ transversell komponent m_t . Forholdet mellom m_t og m_l kalles r :

$$r = \frac{m_t}{m_l} \approx -0,35 \quad (4.3)$$

For tynne germaniumfilmmotstander orientert henholdsvis radielt og tangentielt på membranet, kan elastoresistans-effekten uttrykkes i to likninger:

$$\frac{\Delta R_r}{R_0} = \frac{3a_0^2 p}{8t^2} \cdot \frac{1-\nu}{E} m_l \left[(3+r) \left(\frac{a}{a_0}\right)^2 - (1+r) \right] \quad (4.4)$$

$$\frac{\Delta R_t}{R_0} = \frac{3a_0^2 p}{8t^2} \cdot \frac{1-\nu}{E} m_l \left[(1+3r) \left(\frac{a}{a_0}\right)^2 - (1+r) \right] \quad (4.5)$$

Disse likningene er skissert grafisk i fig. 4.5 og benyttes til å plassere germaniummotstandene der de vil gi optimalt utgangssignal. De som er radielt orientert bør ligge nærmest mulig kanten. Se fig.4.5

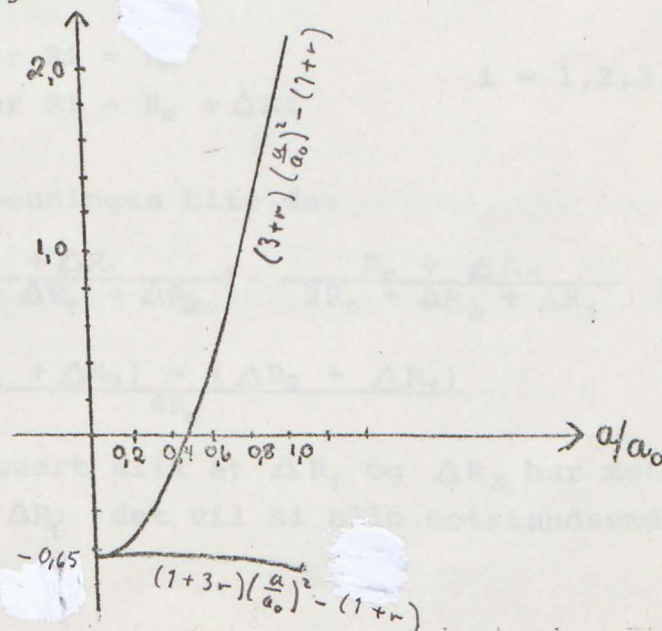


Fig. 4.5 Elastoresistanskoeffisientenes avhengighet av avstand fra sentrum av membranet.

4.4 Germaniummotstandenes plassering og oppkopling.

Plassering og oppkopling av motstandene ble foretatt som vist i fig. 4.6.

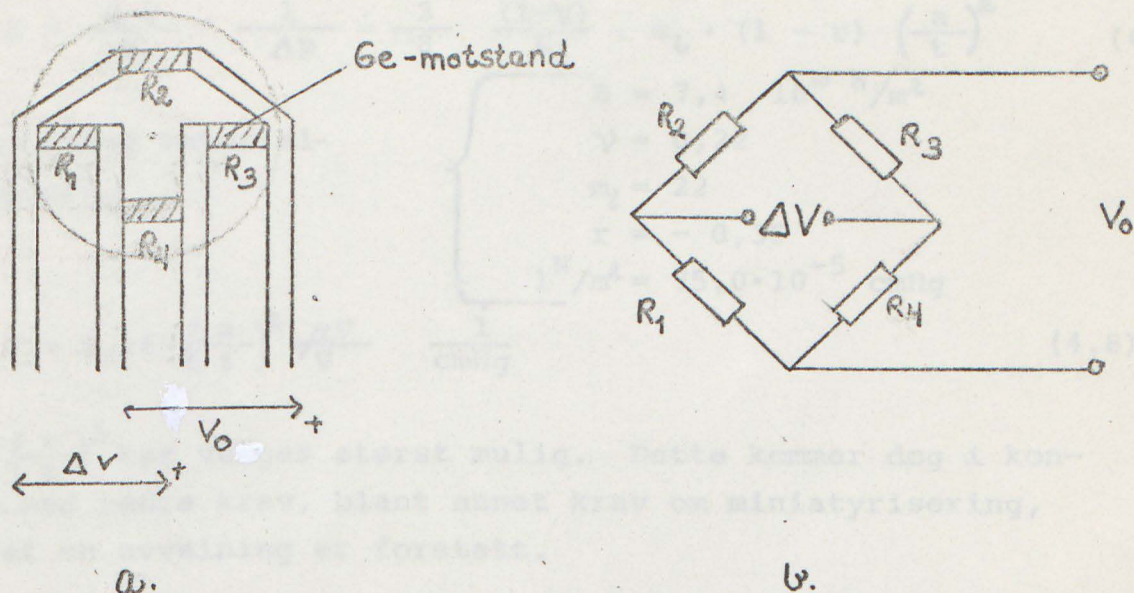


Fig. 4.6

- a. Germaniummotstandenes plassering på membranet.
- b. Oppkoplingen av motstandene i Wheatstone bro.

I en Wheatstone bro fås største brofølsomhet når alle fire motstandene er like.

Ved $p_1 = 0$ er $R_i = R_0$ $i = 1, 2, 3, 4$
 Ved $p_2 = \Delta p$ er $R_i = R_0 + \Delta R_i$

Endring i utgangsspenningen blir da:

$$\Delta V = V_0 \frac{R_0 + \Delta R_1}{2R_0 + \Delta R_1 + \Delta R_2} - \frac{R_0 + \Delta R_4}{2R_0 + \Delta R_3 + \Delta R_4} = \frac{(\Delta R_1 + \Delta R_3) - (\Delta R_2 + \Delta R_4)}{4R_0} \tag{4.6}$$

Motstandene er plassert slik at ΔR_1 og ΔR_3 har motsatt fortegn av ΔR_2 og ΔR_4 ; det vil si alle motstandsendringer øker $|\Delta V|$.

På membranet er R_1 og R_3 plassert radielt mens R_2 og R_4 ligger tangentielt, alle i en middellavstand a fra sentrum. Ved å bruke lign. 4.4 og 4.5 i likning 4.6 fås sensitiviteten S :

$$S = \frac{\Delta V}{V_0} \cdot \frac{1}{\Delta p} = \frac{3}{8} \frac{(1-\nu)}{E} \cdot m_L \cdot (1-r) \left(\frac{a}{t}\right)^2 \quad (4.7)$$

Ved de gitte materialkonstanter:

$$\left\{ \begin{array}{l} E = 7,4 \cdot 10^{10} \text{ N/m}^2 \\ \nu = 0,22 \\ m_L = 22 \\ r = -0,35 \\ 1 \text{ N/m}^2 = 75,0 \cdot 10^{-5} \text{ cmHg} \end{array} \right.$$

$$S = 0,16 \cdot \left(\frac{a}{t}\right)^2 \frac{\mu\text{V}}{\text{V}} \frac{1}{\text{cmHg}} \quad (4.8)$$

slik $\left(\frac{a}{t}\right)^2$ bør velges størst mulig. Dette kommer dog i konflikt med andre krav, blant annet krav om miniatyrisering, slik at en avveining er foretatt.

Ved fremstillingen fikk en $a \approx 0,60 \text{ mm}$ og $t \approx 20 \mu\text{m}$ (t varierte meget).

Dette gir en teoretisk følsomhet på

$$S \approx 0,14 \frac{\mu\text{V}}{\text{V}} \frac{1}{\text{cmHg}}$$

og ved $V_0 = 3 \text{ volt}$ fås da teoretisk

$$\frac{\Delta V}{\Delta p} = 0,42 \text{ mV/cmHg}$$

Det ble også fremstilt såkalt halvbrotransducere med to aktive motstander, men en vil i fremtiden satse på helbrotypen, da denne har over dobbelt så stor sensitivitet som halvbrotypen.

Membranets elastiske egenskaper setter en grense for hvor langt deformasjonen er lineær med trykket. Et vanlig brukt kriterium er utbøyningen $y < t/2$ eller deformasjonen $\epsilon < 10^{-3}$.

Når $a_0 = 0,75$ mm og $t = 20$ μm , fåes da ut fra kriteriet

$$s_{\text{max}} = \frac{\Delta p \cdot 3(1-\nu)}{4 E} \left(\frac{a_0}{t}\right)^2 \quad (4.9)$$

at måleområdet Δp er:

$$\Delta p < 67 \text{ cmHg}$$

Dersom en ønsker $\Delta p < 30$ cmHg som det lineære område må t minst være:

$$t > 16 \mu\text{m} \quad \text{ut fra } y_{\text{max}} = \frac{\Delta p \cdot 3 a_0^2 (1-\nu)}{16 E t^3} < \frac{t}{2} \quad (4.10)$$

4.5 Materialvalg.

Selve kateteret er USCI F7 standard, d.v.s. bestående av nylon med innvevd dacronduk, utvendig- og innvendig diameter henholdsvis 2,33 mm og 1,17 mm. Lengde 90 cm.

Membranet ble laget i en glassbrikke Corning 0211 substratglass med tykkelse ca. 0,33 mm.

Som innvendig slange ble valgt Portex nylonlange nr. 1 med utvendig og innvendig diameter på henholdsvis 0,94 og 0,75 mm.

Lakkisolerte koppertråder med utvendig diameter 0,12 - 0,13 mm ble brukt til tilledningene. Her er også brukt Teflon isolert tråd med utvendig diameter 0,29 mm. (HABIA UT 3601)

Montering av glassbrikken i kateteret ble foretatt med araldit lim.

4.6 Fremstilling.

Ved hjelp av en grafittjigg som ble presset ned i glasset ved høy temperatur, og etterfølgende sliping og etsing, fikk en laget 9 glassmembran på hvert substratglass. Tykkelsen på de ferdige membran ble ca. 20 μm , med variasjon over hvert enkelt membran på 1 μm eller bedre.

Ved vakumpådampingsteknikk ble en 3500 Å tykk polykrystallinsk germaniumfilm pådampet den siden av substratglasset som fremdeles er plan. Substrattemperatur 400°C. Temperaturen ble så senket til 30 - 40°C og en gullfilm på ca. 1500 Å ble pådampet over germaniumfilmen.

Ved fotolitografiske metoder fjernet en så gull og germanium til en hadde det ønskede nettverk på hvert membran.

De enkelte membran på glassbrikken ble så testet, slik at en fikk skilt ut de brukbare membran. Dette ble gjort ved å legge vakum over hvert membran og måle sensitiviteten ved hjelp av probekontakter.

Oppkutting i glassbrikker med enkeltmembran ble gjort med trådsag.

Brikkene ble renset og de som kunne brukes ble montert i kateter.

På forhånd var kateteret skåret til og ledninger og slange trukket gjennom. Trådene ble limt på med kontaktstripene på glassbrikkene og bondet med ultralyd fra tråd til kontaktstripe. Det ble så limt over disse for å øke den mekaniske styrke. Glassbrikken ble limt på med vanlig araldit, og kateterspissen formet med hurtig-araldit. Se fig. 4.7 s.59.

Kilder:

- O.B. Jenssen: Intravaskulær trykk giver. ELAB rapport okt. 74.
- O.B. Jenssen: Personlig henvendelse.

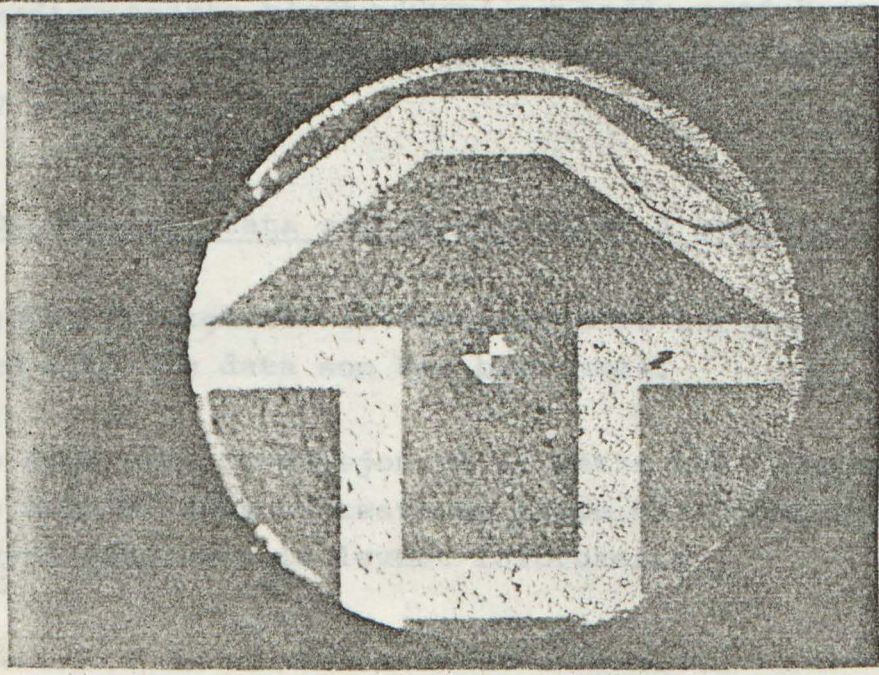
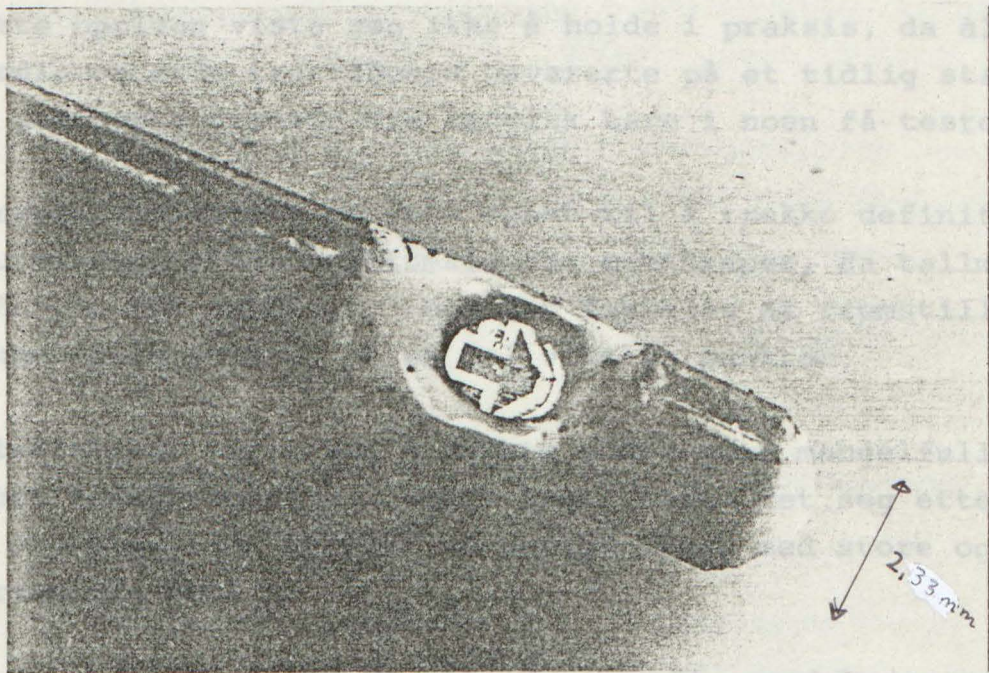
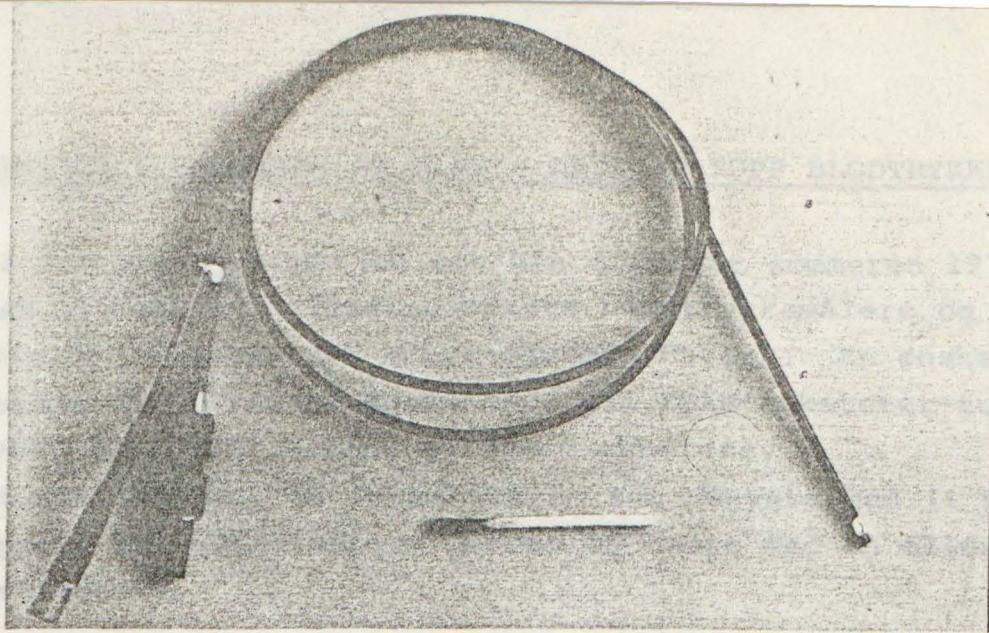


Fig. 4.7 Fotografier av blodtrykksmåleren.

KAPITTEL 5 TESTING AV ELAB'S KATETER-TUPP BLODTRYKKSÅLÆR.

Fra den prøveproduksjon som ble foretatt sommeren 1974 på ELAB, mottok en 3 ferdigmonterte blodtrykksmålere og to umonterte glassbrikker m/transducernetverk. En ønsket å få bestemt de viktigste egenskaper til ELAB's kateter-tupp blodtrykksmåler ved testing av disse enhetene.

Det ble lågt opp en forsøksserie som begynte med (i prinsippet) ikke-destruktive prøver og endte med en eller flere destruktive.

Dette opplegg viste seg ikke å holde i praksis, da alle de ferdigmonterte transducere havarerte på et tidlig stadium. De umonterte transducere inngikk bare i noen få tester.

Forsøksresultatene er lite egnet til å trekke definitive slutninger om blodtrykksmålerens egenskaper, da tallmaterialet er for spinkelt. Dog kan fastslås at fremstillings-teknologien sviktet på en del viktige punkter.

Måleutstyret viste seg å svikte eller være mangelfullt ved flere forsøksoppsett. Blant annet viste det seg etterhvert at den benyttede skriver ga opplysninger med store og varierende feil.

De ferdigmonterte blodtrykksmålerne hadde produksjonsnummer 10.3, 10.6, og 10.7, og de umonterte glassbrikker henholdsvis 7.2 og 7.3.

5.1 De tekniske data som er ønskelige å bestemme. (5.1)

Ut fra det forutgående litteraturstudie har en valgt ut viktige tekniske data som bør bestemmes.

Ved en eventuell produksjon må en sette opp toleransekrav for de enkelte data og teste om disse blir overholdt, før blodtrykksmåleren blir levert forbrukeren.

1. Måleområde - det trykkområdet hvor de oppgitte tekniske data gjelder. Enhet: cmHg Symbol: $\frac{+}{-} p_w$
 p_w betegner nominelt trykk.
2. Tillatt overbelastning - det maksimale trykk som tåles uten varig endring av de tekniske data.
Enhet: cmHg Symbol: p_{max}
3. Anbefalt forsyningsspenning - den spenning transduceren er beregnet forsynt med. Enhet: volt Symbol: V_0
4. Maksimal forsyningsspenning - den maksimale spenning som transduceren kan forsynes med uten varig endring av de tekniske data. Enhet: volt Symbol: V_{0max}
5. Inngangsimpedans - transducerens inngangsimpedans ved åpen utgang. Enhet: $k\Omega$ Symbol: R_i
6. Utgangsimpedans - transducerens utgangsimpedans ved åpen inngang. Enhet: $k\Omega$ Symbol: R_u
7. Sensitivitet - transducerens utgangsspenning pr. volt forsyningsspenning pr. cmHg trykkbelastning.
Enhet: $\frac{mV}{V} \frac{1}{cmHg}$ Symbol: S
8. Nominell utgangsspenning - transducerens utgangsspenning ved anbefalt forsyningsspenning og nominelt trykk.
Enhet: $\frac{mV}{p_w cmHg}$ Symbol: ΔV_N
9. Lineæritetsavvikelse - maksimal avvikelse fra den lineære sammenheng mellom utgangsspenning og trykk.
Enhet: % Symbol: I_u
10. Usymmetri - differans i sensitivitet ved henholdsvis positiv og negativ nominell trykkbelastning.
Enhet: $\frac{mV}{V} \frac{1}{cmHg}$ Symbol: ΔS

11. Hysteres - den maksimale differans i utgangsspenning ved samme trykk, som er nådd ved henholdsvis minkende og økende trykk.
Enhet: mV Symbol: ΔV_H
12. Drift - forandring i ubalansert nullpunkt med henhold på tiden, med forsyningsspenning lik anbefalt.
Enhet: $\frac{\text{mV}}{\text{time}}$ Symbol: D
13. Temperaturområde - det område hvor transducere kan arbeide uten å ta skade.
Enhet: °C Symbol: $t_1 - t_2$
14. Temperatureffekt på sensitiviteten - endring i sensitiviteten pr. grad endring i temperaturen.
Enhet: $\frac{\text{mV}}{\text{V}} \frac{1}{\text{cmHg}} \frac{1}{^\circ\text{C}}$ Symbol: ΔS_T
Bør spesifiseres i temperaturbruksområde.
15. Temperatureffekt på nullbalanse - drift i nullpunkt pr. grad temperaturforandring.
Enhet $\frac{\text{mV}}{^\circ\text{C}}$ Symbol: ΔV_T
Bør spesifiseres i temperaturbruksområde.
16. Volumendring - endring i transducerens indre volum ved trykkbelastning.
Enhet: $\frac{\text{mm}^3}{\text{cmHg}}$ Symbol: C_V
17. Frekvensområde - det frekvensområde hvor transducere gjengir trykksignalet med under 1% feil.
Enhet: kHz Symbol: f_{max}
18. Egenfrekvens - den frekvensen transducere har ved fri svingning.
Enhet: kHz Symbol: f_r
19. Isolasjonsmotstanden - transducerens elektriske motstand mot blodet.
Enhet: $\text{k}\Omega$ Symbol: R_{is}

20. Dimensjoner - kateterets ytre diameter og lengde.

Enhet: mm og cm Symbol: ϕ_K og L_K

21. Bøyeligheten - kateterets bøyelighet ved pålegging av et dreiemoment.

Enhet: $\frac{\text{vinkelgrader}}{\text{N} \cdot \text{cm}}$ Symbol: B

22. Infusjonsmotstanden - den strømningsmotstand en har i indre slange ved infusjon av vann.

Enhet: $\frac{\text{cmHg}}{\text{ml/s}}$ Symbol: R_S

For eventuelt tilsluttet standard utstyr må også aktuelle data for disse oppgis.

3.2.1 Nøyaktighet, Sensitivitet, Nominell utgangsspenning, Linjevitte, Hysterese, Symetri og Hysterese.

Dette utstyret ble målt ved apparatoppstilling vist i fig. 3.1.

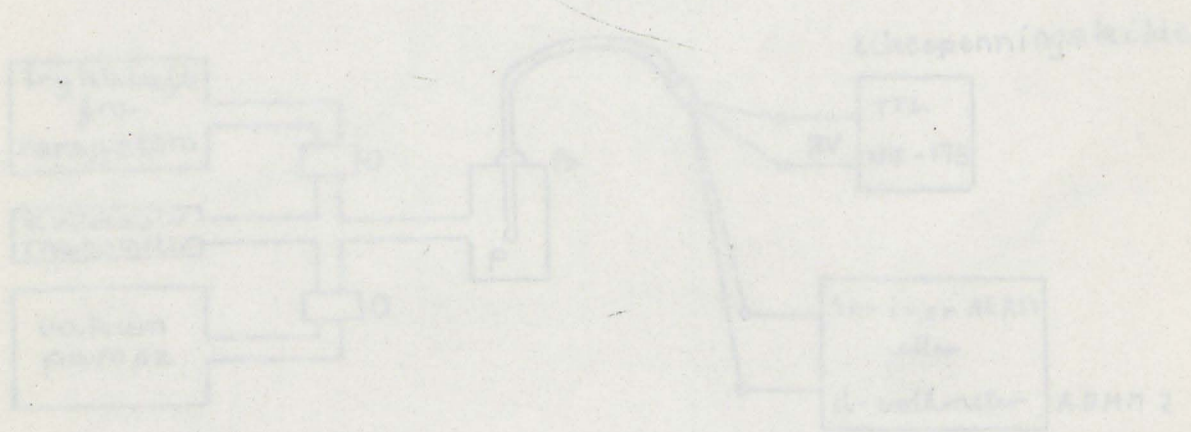


Fig. 3.1 Utstyr til måling ved statisk trykcalibrasjon.

Med dette utstyr målte en på alle tre perspektiverte katetere

Målingene ble foretatt ved romtemperatur. Trykkområdet ble valgt fra -30 mmHg til +30 mmHg. De enkelte trykkløstene ble beregnet ut fra trykk- og utgangsspenning-kurven som fikk ved å gå fra nulltrykk til +30 mmHg, så til -30 mmHg og så til null.

5.2 Eksperimentene.

Denne hovedoppgaven var opprinnelig lagt opp til å være en ren eksperimentell oppgave, men da de utleverte enheter havarerte på et tidlig stadium, valgte en å la oppgaven omhandle et litteraturstudium også.

Av den grunn virker de eksperimentelle oppstillinger og metoder noe planløse og tilfeldige, men de ble planlagt ut fra den viten en hadde om problemstillingene ved det tidspunkt.

Et eksempel på dette er at standard temperatur ved målingene har vært romtemperatur. En burde ha målt mest mulig ved standard brukstemperatur som er 37°C .

5.2.1 Måleområde, Sensitivitet, Nominell utgangsspenning, Lineæritetsavvikelse, Usymmetri og Hysterese.

Disse størrelser ble målt ved apparatoppstilling vist i fig. 5.1.

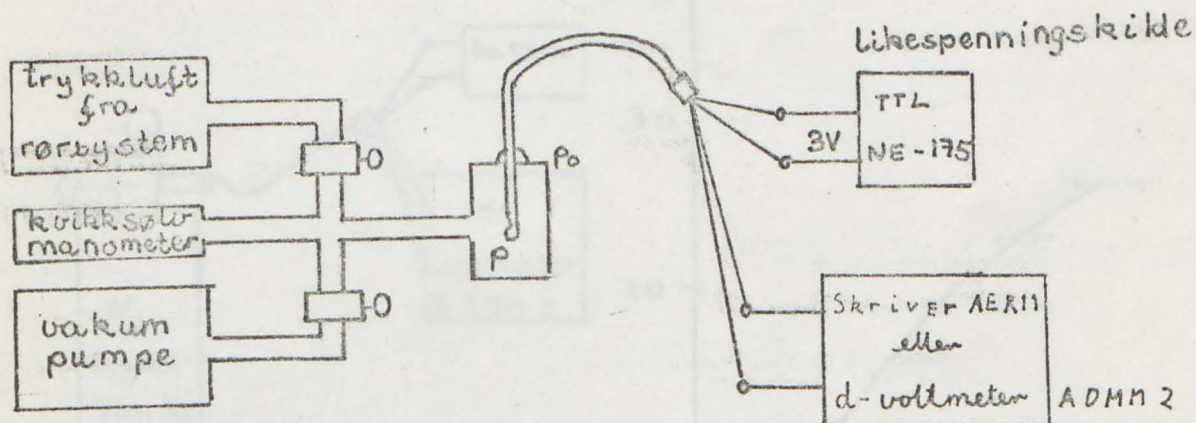


Fig. 5.1 Utstyr til måling ved statisk trykkvariasjon. Med dette utstyr målte en på alle tre ferdigmonterte katetere

Målingene ble foretatt ved romtemperatur. Måleområdet ble valgt fra -30 cmHg til $+30$ cmHg. De andre størrelsene ble beregnet ut fra trykk- og utgangsspenningskurven en fikk ved å gå fra nulltrykk til $+30$ cmHg, så til -30 cmHg og så til null.

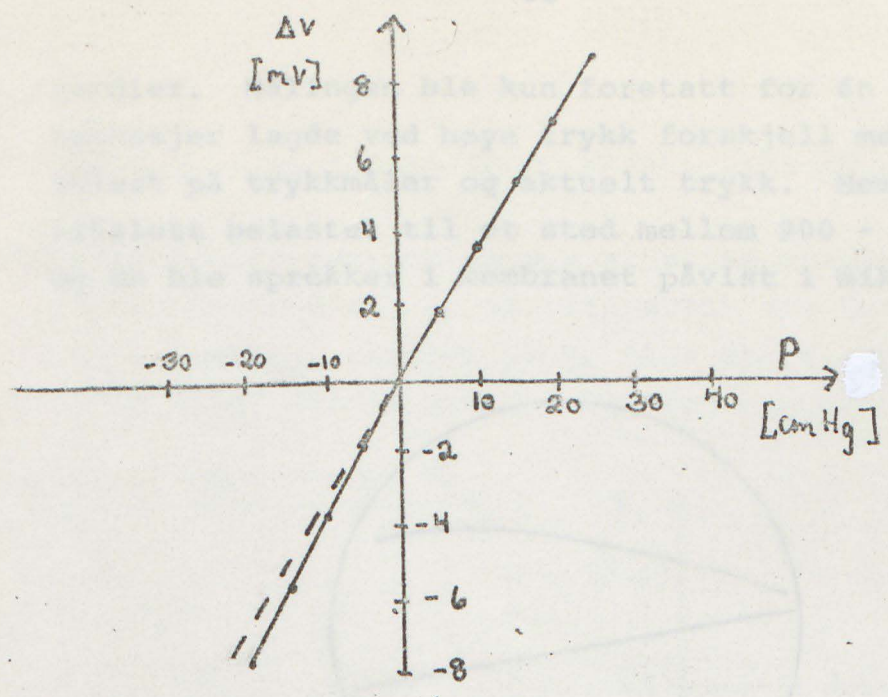


Fig. 5.2 Kurve målt på 10.3

5.2.2 Tillatt overbelastning.

Trykkluftsystemet i 5.2.1 ble benyttet, men viste seg å ha øvre grensetrykk på ca. 330 cmHg. En benyttet derfor i tillegg utstyret vist i fig. 5.3.

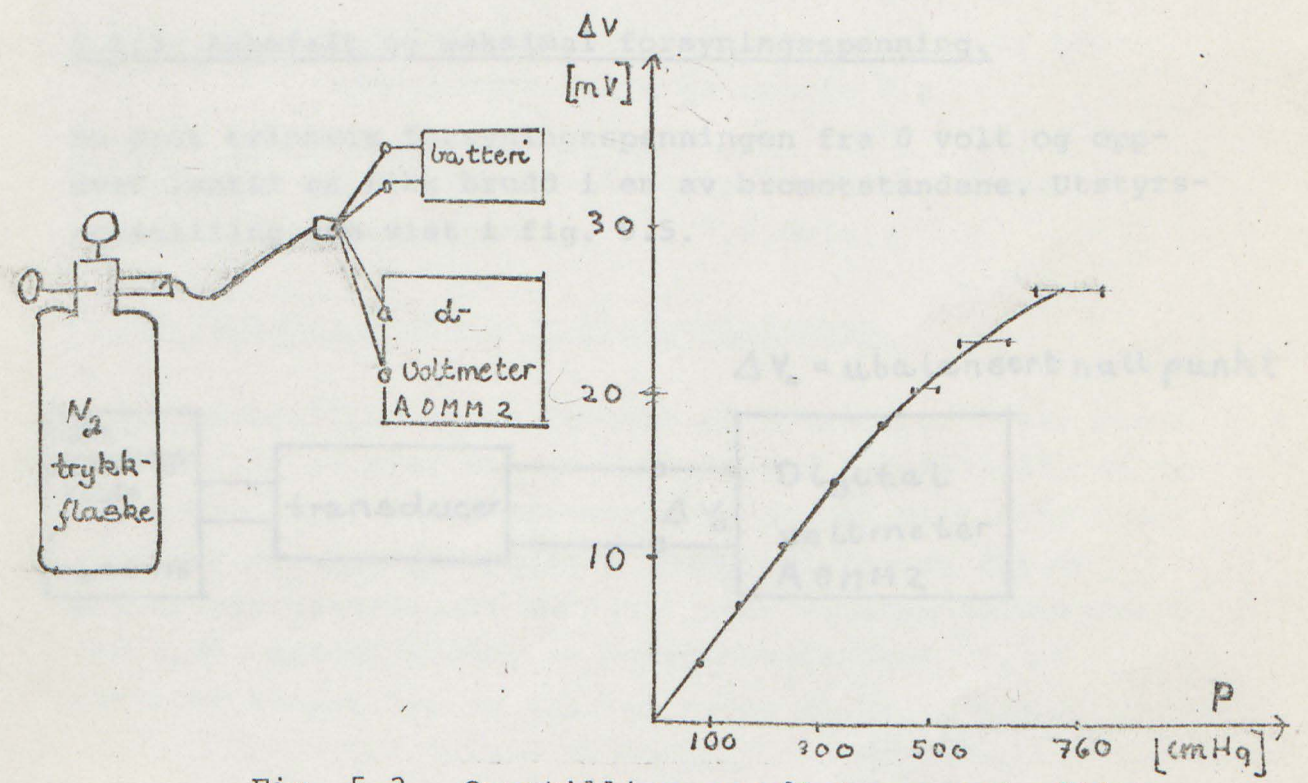


Fig. 5.3 Oppstilling og målekurve ved måling av tillatt overbelastning for 10.7

En gikk syklisk fra nulltrykk til høyere og høyere trykk-

verdier. Målingen ble kun foretatt for én transducer. Lekkasje lagde ved høye trykk forskjell mellom trykket avlest på trykkmåler og aktuelt trykk. Membranet ble tilslutt belastet til et sted mellom 900 - 1150 cmHg og da ble sprekker i membranet påvist i mikroskop.

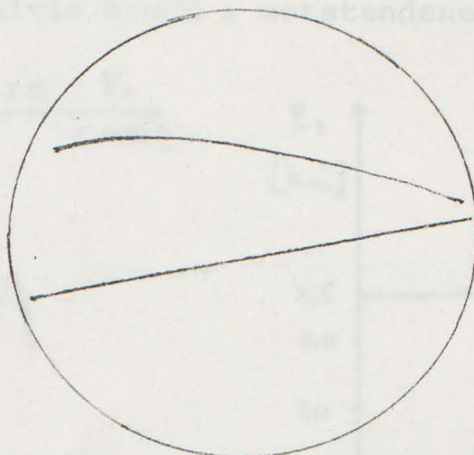


Fig. 5.4 Sprekker i membran etter trykktest. Kat. nr.10.7

5.2.3 Anbefalt og maksimal forsyningsspenning.

En øket trinnvis forsyningsspenningen fra 0 volt og oppover inntil en fikk brudd i en av bromotstandene. Utstyrsoppstilling som vist i fig. 5.5.

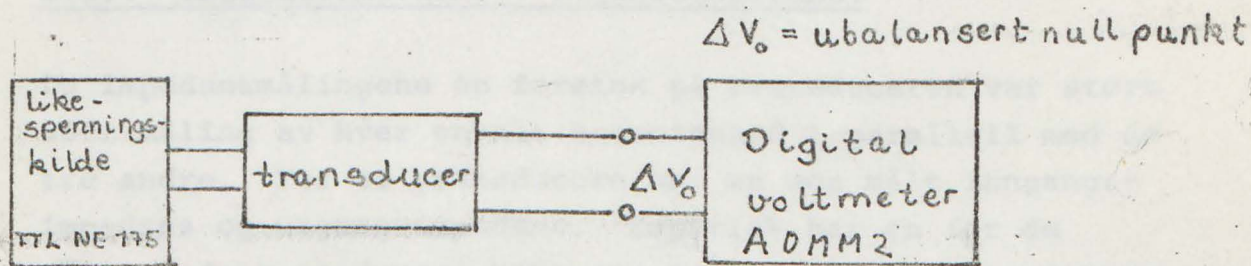


Fig.5.5 Spenningstest.anvendt på 7.2 og 7.3

Sålenge ingen forandringer skjer, skal $\Delta V_o = \text{konstant} \cdot V_o$

Ujevn Joulsk oppvarming p.g.a. ulike motstandsverdier for bro-motstandene vil gi et lite avvik fra denne proporsjonalitet. Ved høye verdier på V_o fåes store avvik, som skyldes helt eller delvis brudd i motstandsnettverket.

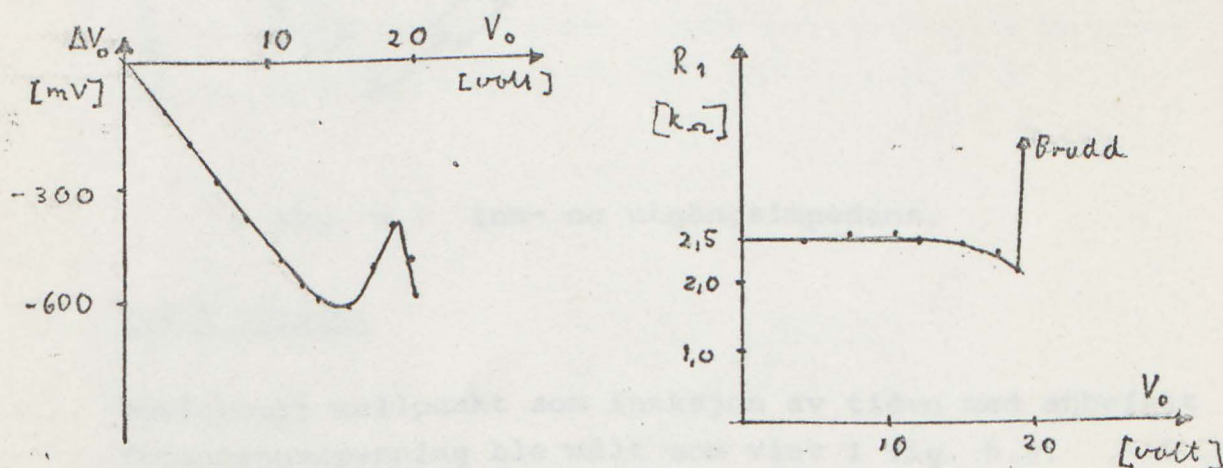


Fig. 5.6 For høy forsyningsspenning ødelegger bro-motstandene. Målt på brikke 7.2

Ut fra krav om størrelsen på utgangsspenning, settes anbefalt forsyningsspenning lik 3,0 volt.

5.2.4 Inngangsimpedans - Utgangsimpedans.

De impedansmålingene en foretok på transducere var stort sett måling av hver enkelt bro-motstand i parallell med de tre andre. For to transducere har en dog målt inngangsimpedans og utgangsimpedans. Empirisk har en for de resterende transducere beregnet inn- og utgangsimpedansen lik $1,34 \cdot \text{middelverdien av enkeltmotstandene} = 0,1 \text{ k}\Omega$ for hver bro, ut fra de tall en hadde på de to transduserene.

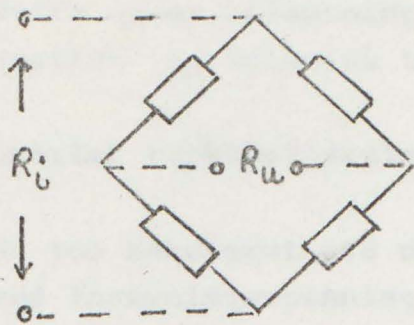


Fig. 5.7 Inn- og utgangsimpedans.

5.2.5 Drift.

Ubalansert nullpunkt som funksjon av tiden med anbefalt forsyningsspenning ble målt som vist i fig. 5.8.

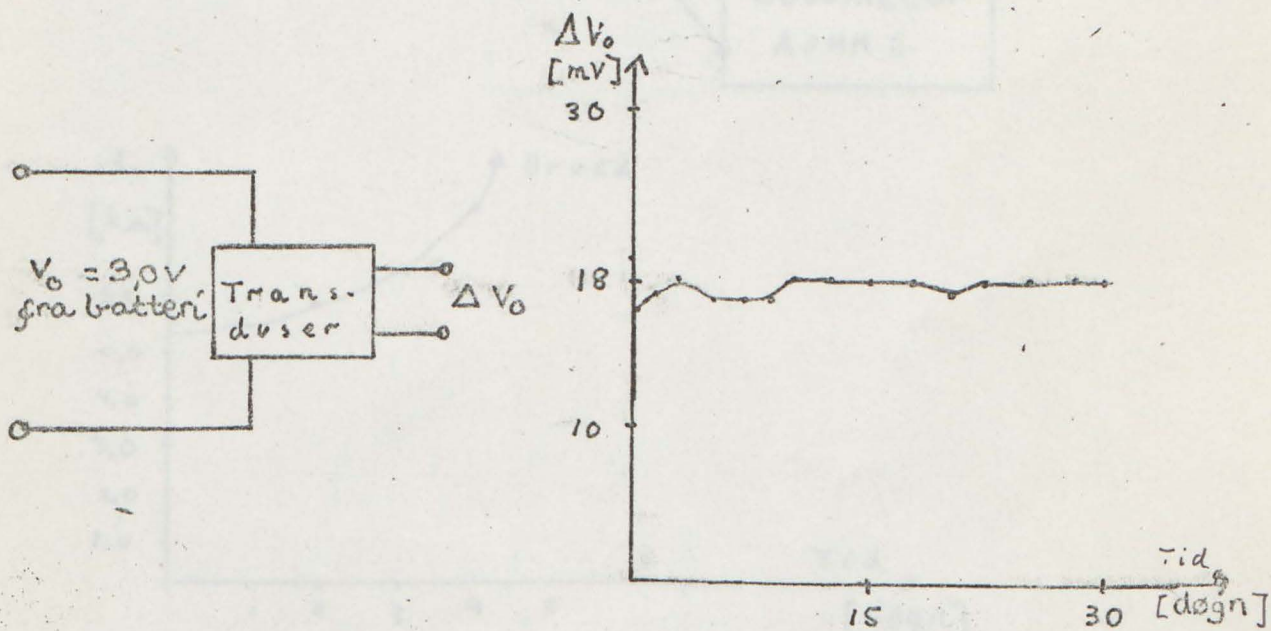


Fig. 5.8 Driftmåling på brikke 7.3

Med jevne mellomrom ble også bromotstandene målt.

Drift under belastning ble også målt, henholdsvis ved statistisk- og dynamisk trykkbelastning.

Statisk trykkbelastning:

En lot kateteret stå under trykk i fysiologisk saltvann med forsyningsspenning på, som vist i fig. 5.9

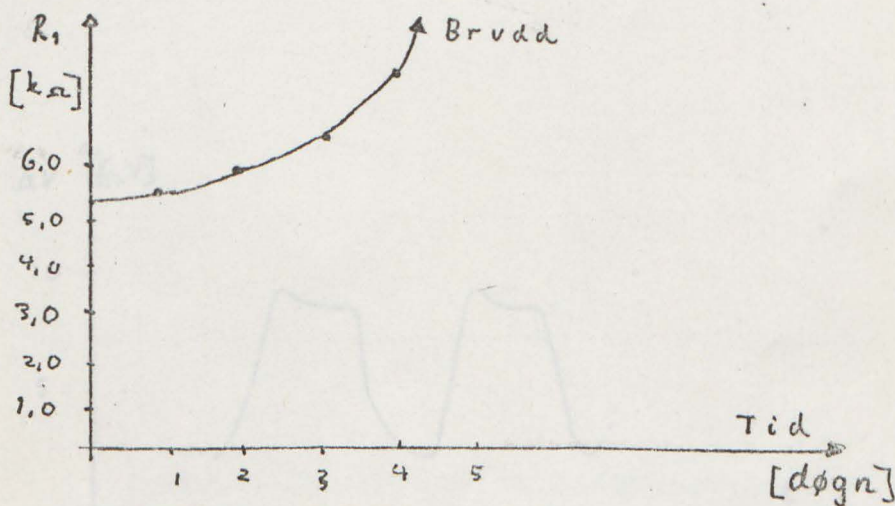
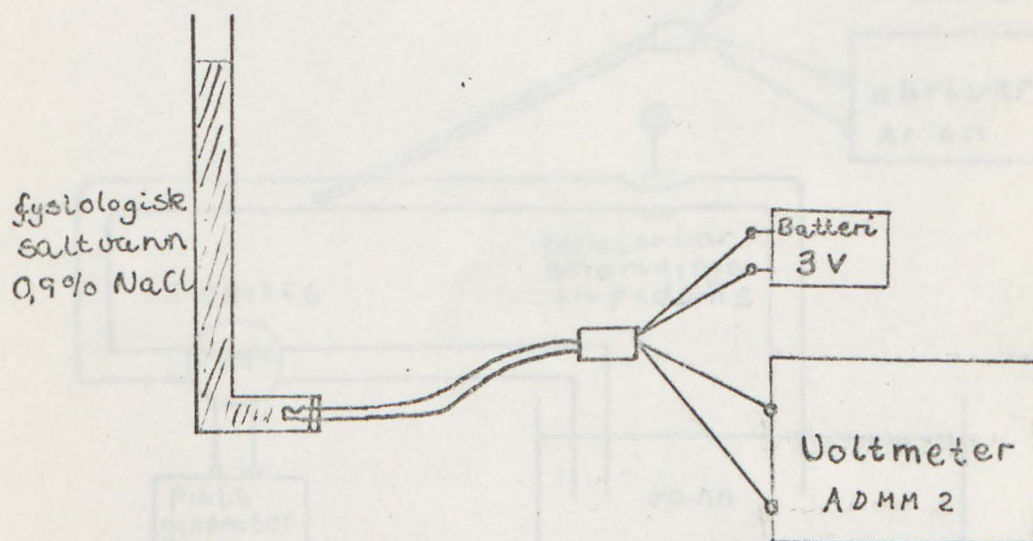


Fig. 5.9 Statisk langtidstest av kat.10.6.

Dynamisk trykkbelastning:

Det ble laget et oppsett til å simulere trykkpulsene fra venstre ventrikkel, ved hjelp av en vannpumpe som ble styrt av en firkantpuls med frekvens ca. 1 Hz.

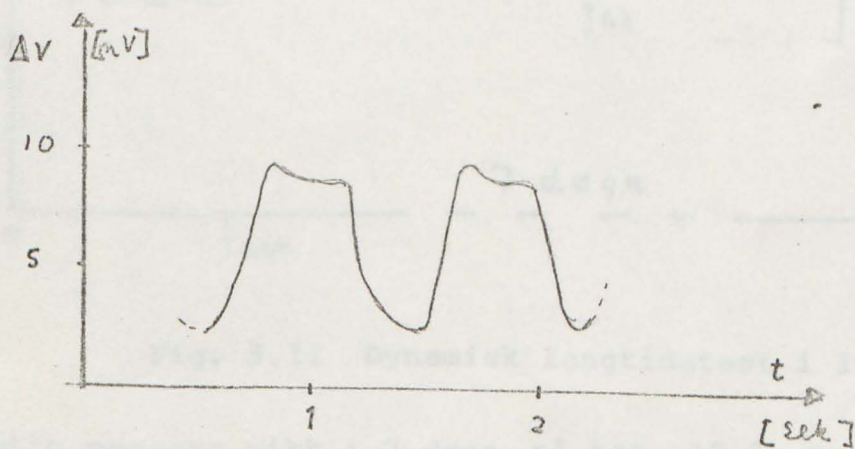
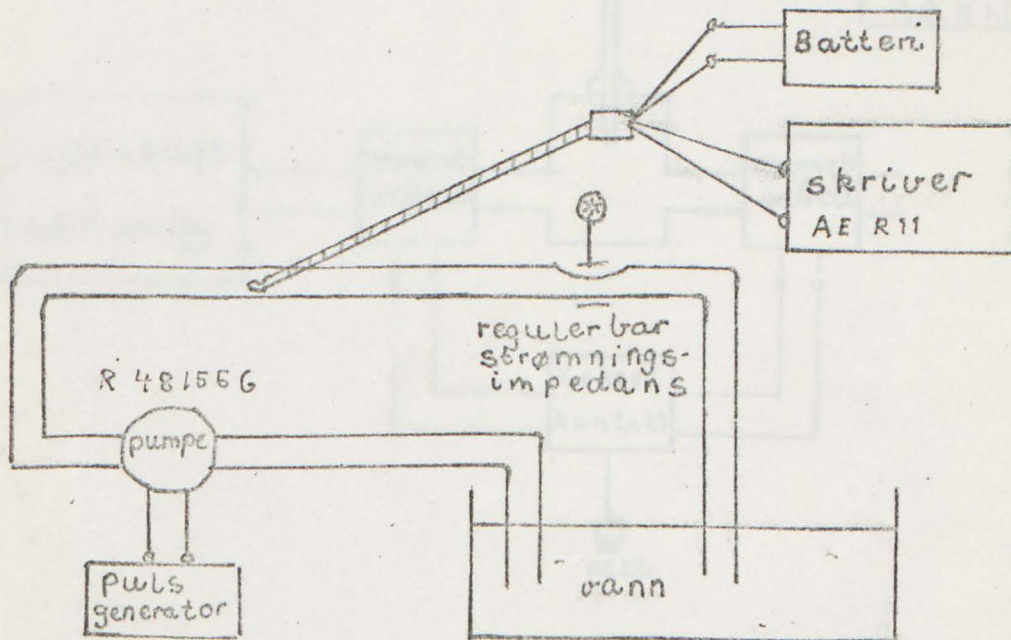


Fig. 5.10 Dynamisk langtidstest i vann av kat.10.7

Etter ca. 5 min. drift havarete kateteret. Derfor bestemte en seg for å lage et oppsett med trykkluft.

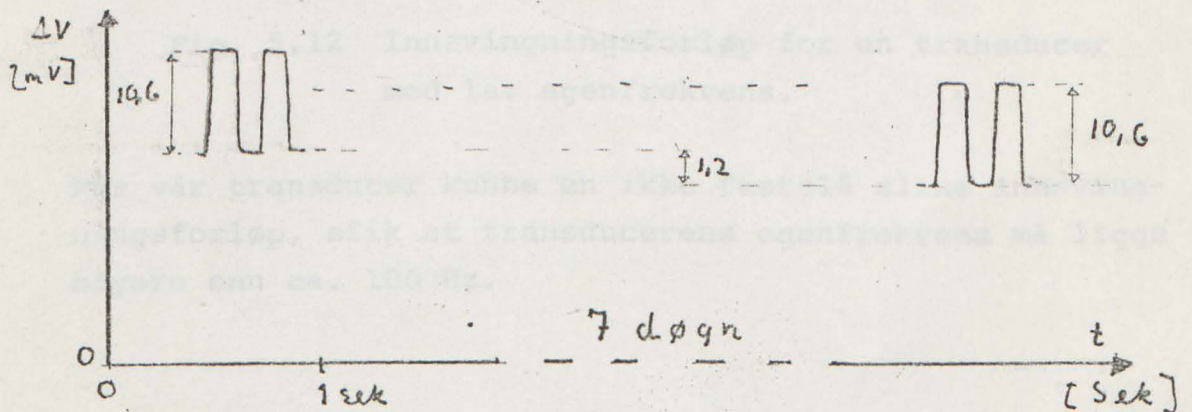
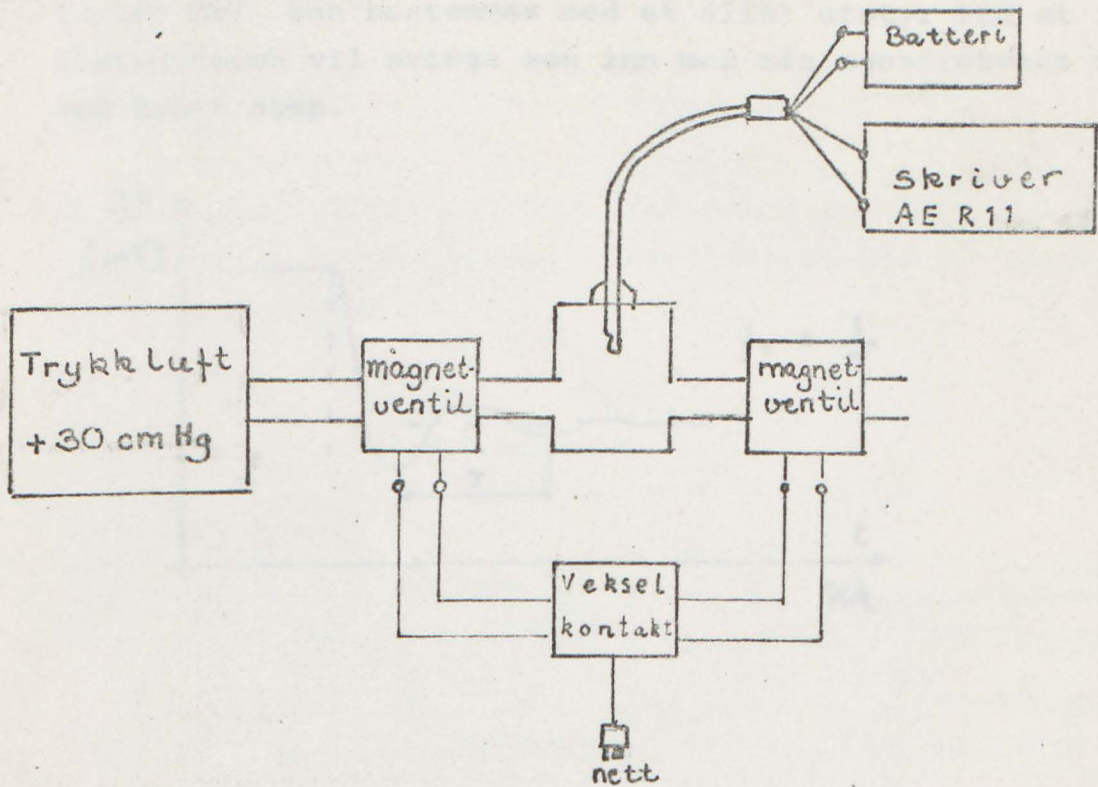


Fig. 5.11 Dynamisk langtidstest i luft av kat.10.3

Dette oppsett gikk i 7 døgn på kat. 10.3, uten annen innvirkning enn en drift på 1,2 mV.

Egenfrekvensen til transducere med lav egenfrekvens (< 100 Hz) kan bestemmes med et slikt utstyr ved at transduceren vil svinge seg inn med sin egenfrekvens ved ved hvert step.

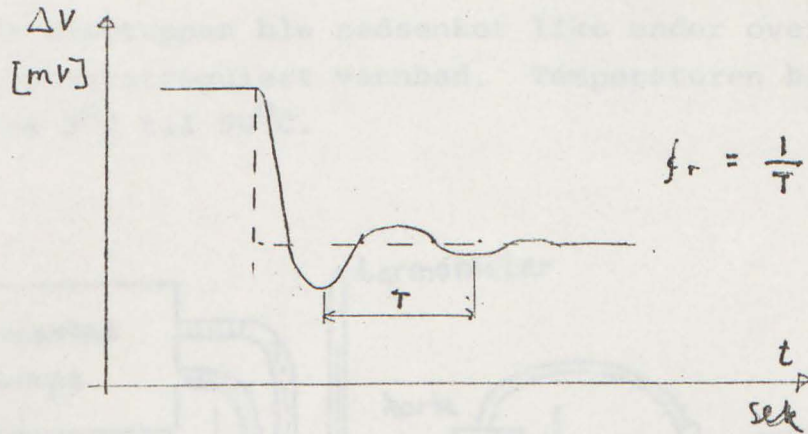


Fig. 5.12 Innsvingningsforløp for en transducer med lav egenfrekvens.

For vår transducer kunne en ikke fastslå slike innsvingningsforløp, slik at transducerens egenfrekvens må ligge høyere enn ca. 100 Hz.

5.2.6 Temperaturområde og temperatureffekt på null-balanse.

Temperaturområde kan ut fra bruksområde settes fra 0 til 50°C.

Katetertuppen ble nedsenket like under overflaten i et termostatregulert vannbad. Temperaturen ble så variert fra 3°C til 50°C.

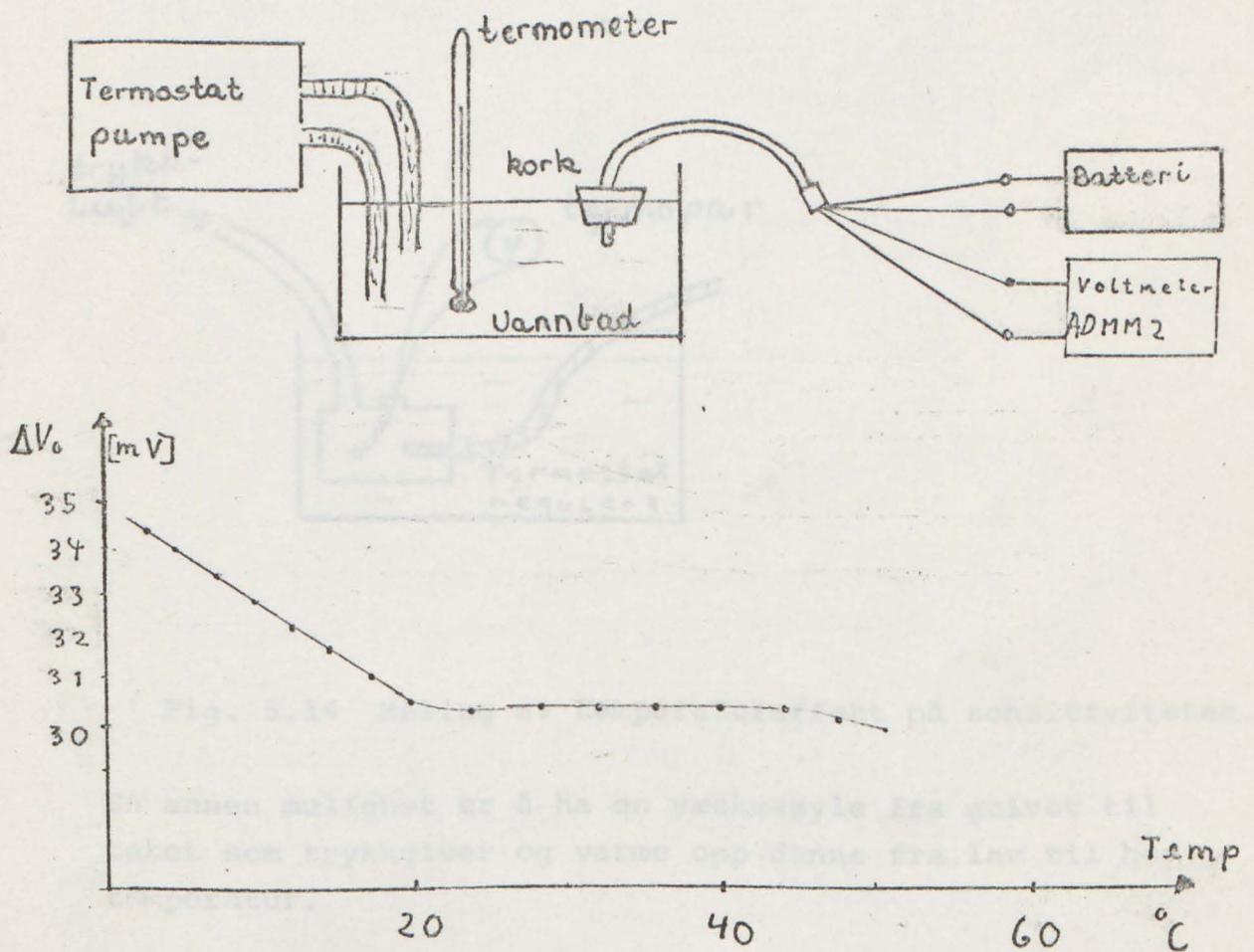


Fig. 5.13 Måling av temperatureffekt på null-balanse på kateter 10.3

Ubalansert nullpunkt ble så målt som funksjon av temperaturen. Dette ble gjort med kateter 10.3.

En foretok også temperaturstep-målinger ved vekselvis å flytte kateteret fra et vannbad på 4°C til et på 38°C. Dette introduserte så store mekaniske temperaturspenninger at glassmembranet sprakk.

5.2.7 Temperatureffekt på sensitiviteten.

Denne måling fikk en ikke gjort, men planen var å senke den del av trykkluftsystemet kateteret ble festet til i oppsett fig. 5.1, ned i et termostatregulert vannbad. Temperaturen i luften rundt kateteret måles så med et termopar.

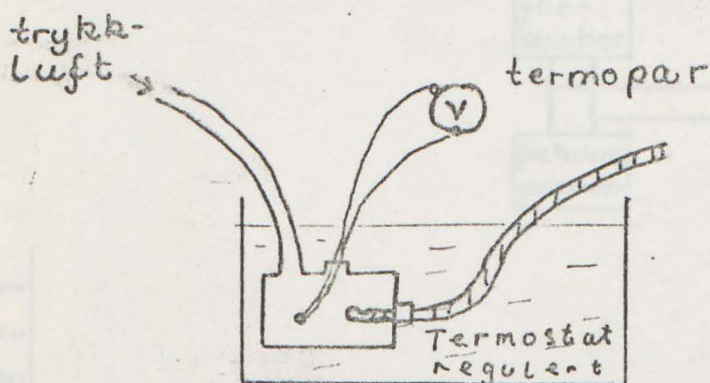


Fig. 5.14 Måling av temperatureffekt på sensitiviteten.

En annen mulighet er å ha en væskesøyle fra gulvet til taket som trykkgiver og varme opp denne fra lav til høy temperatur.

5.2.8 Volumendring.

Volumendringen lar seg vanskelig måle, men lar seg teoretisk beregne (Appendix 3) ved formelen

$$C = \frac{\pi a_0^6 (1 - \nu^2)}{16 E t^3}$$

For $t=20\mu\text{m}$ blir med de gitte konstanter $C = 4,2 \cdot 10^{-11} \frac{\text{mm}^3}{\text{cmHg}}$, som er tilnærmet lik 0.

5.2.9 Frekvensområde og egenfrekvens.

Først prøvde en å måle frekvensresponsen i luft. Dette ble gjort i ekkofritt rom med oppstilling som vist i fig. 5.15.

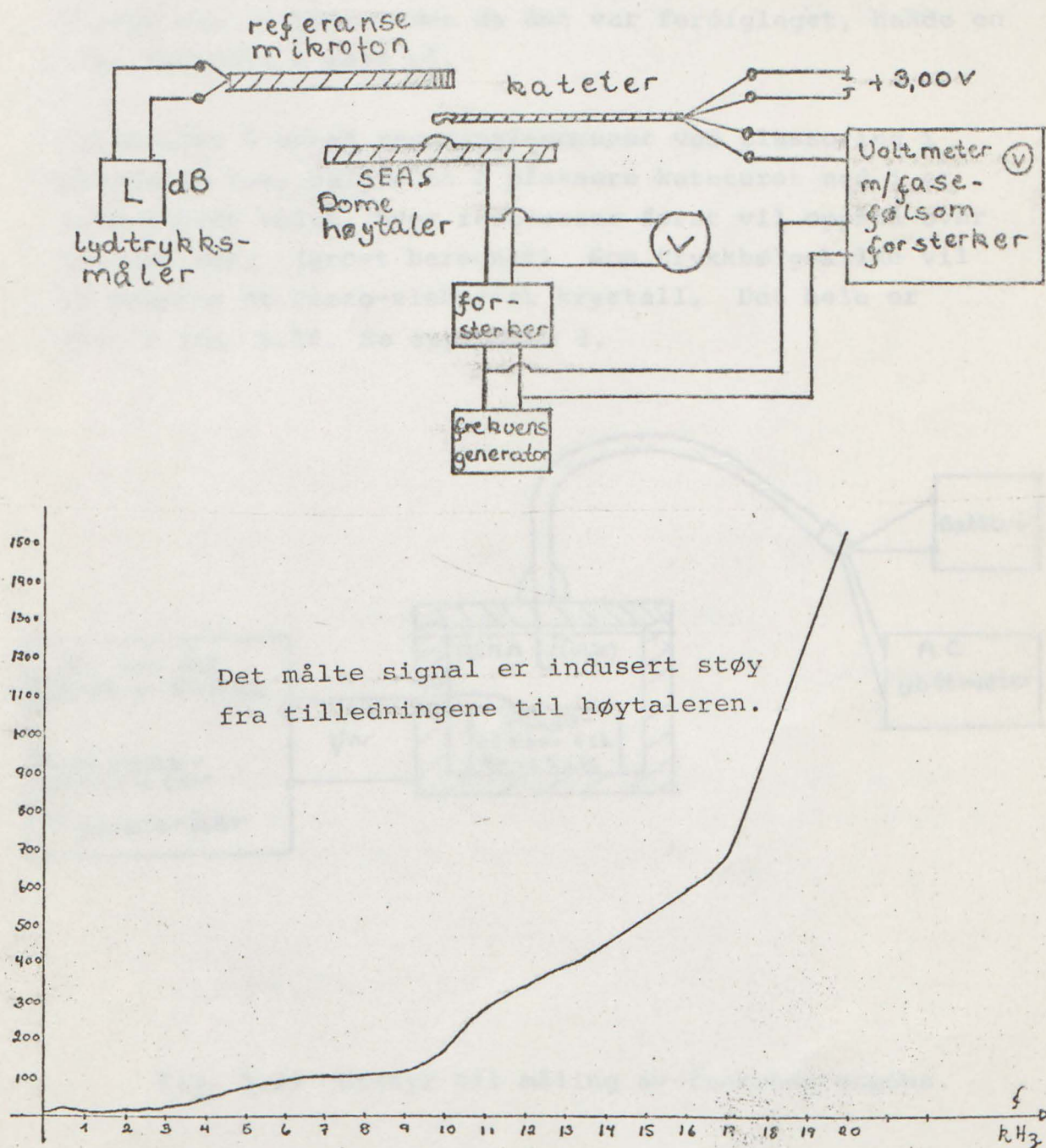


Fig. 5.15 Frekvensmåling i ekkofritt rom på kat.10.3

En nærmere analyse av det målte signal, ga som resultat at det var støy fra tilledninger til høytaleren en hadde målt.

En kom så frem til at en måtte måle i vann (blod) da frekvensresponsen er avhengig av det omliggende medium.

Utstyr ble utviklet, men da det var ferdiglaget, hadde en ikke katetere å måle på.

Istedenfor å unngå resonansfenomener ved plassering i ekkofritt rom, valgte en å plassere kateteret ned i et lite lukket volum, hvor resonanser først vil oppstå over ca. 100 kHz. (grovt beregnet) Som trykkbølgekilde vil en benytte et Piezo-elektrisk krystall, Det hele er vist i fig. 5.16. Se appendiks 3.

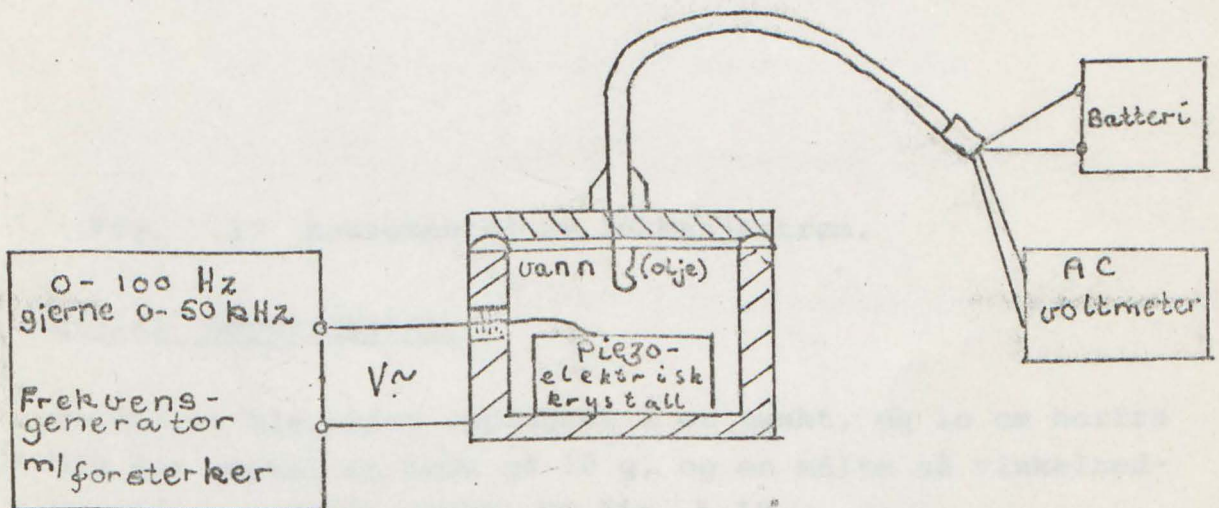


Fig. 5.16 Utstyr til måling av frekvensrespons.

5.2.10 Isolasjonsmotstanden.

Istedenfor å måle isolasjonsmotstanden valgte en å måle lekkasjestrømmen ved nedsenkning i fysiologisk saltvann. Spenningsforskjellen over membranglasset ble variert fra 0 til 200 volt. Oppsettet er vist i fig. 5.17. En målte på alle 3 ferdigmonterte katetere. Det var ingen påviselig lekkasjestrøm.

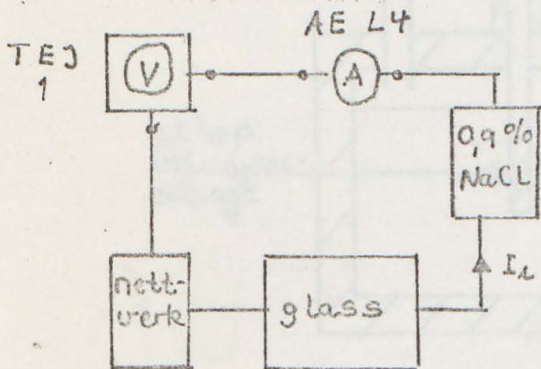


Fig. 5.17 Bestemmelse av lekkasjestrøm.

5.2.11 Bøyeligheten.

Kateteret ble stivt opplagret i et punkt, og 10 cm herfra ble det festet et lodd på 10 g, og en målte så vinkelnedbøyningen i dette punkt. Se fig. 5.18

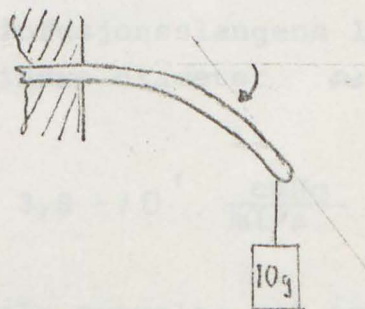


Fig. 5.18 Måling av kateterets bøyelighet.

5.2.12 Infusjonsmotstanden.

Denne har en ikke fått målt, men en foreslår en måleoppstilling som vist i fig. 5.19.

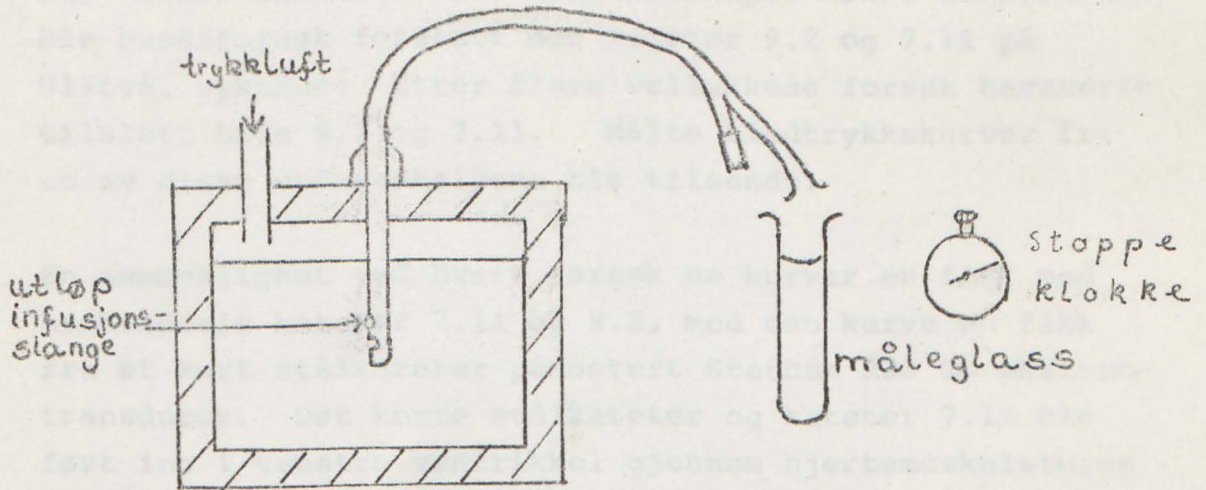


fig. 5.19 Måling av infusjonsmotstand.

Da $R_S = \frac{\text{Drivtrykk}}{\text{væskestrøm}}$ kan R_S beregnes ved å måle utspylt vannmengde pr. sek.

Teoretisk kan R_S beregnes med hydrodynamiske formler. Antas laminar strøm, blir R_S :

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

hvor

$$\begin{aligned} \eta &= \text{vannets viskositet} \approx 0,7 \cdot 10^{-7} \frac{\text{Nsec}}{\text{cm}^2} \\ l &= \text{infusjonsslansens lengde} \approx 90 \text{ cm} \\ r &= \text{indre diameter} \approx 0,75 \text{ mm} \end{aligned}$$

slik at

$$R_S \approx 3,8 \cdot 10^1 \frac{\text{cmHg}}{\text{ml/s}}$$

Ved eventuelt overslag til turbulent strøm, øker R_S proporsjonalt med væskestrømmen.

5.2.13 Hundeforsøk.

Dyrelaboratoriet til prof. Eik - Nes ble ikke ferdig innredet før innlevering av denne hovedoppgaven. Forsøk på å få istand et hundeforsøk på Regionsykehuset strandet også. Etter initiativ fra Aksjeselskapet Mikro-elektronikk ble hundeforsøk foretatt med kateter 9.2 og 7.11 på Ullevål sykehus. Etter flere vellykkede forsøk havarerte tilslutt både 9.2 og 7.11. Målte blodtrykkskurver fra to av disse undersøkelsene ble tilsendt.

En sammenlignet ved hvert forsøk de kurver en fikk med henholdsvis kateter 7.11 og 9.2, med den kurve en fikk fra et kort stålkateter påmontert Statham P23 Gb ekstern transducer. Det korte stålkateter og kateter 7.11 ble ført inn i venstre ventrikel gjennom hjertemuskulaturen ved apex. Kateter 9.2 ble innført til venstre ventrikel via venstre halsarterie.

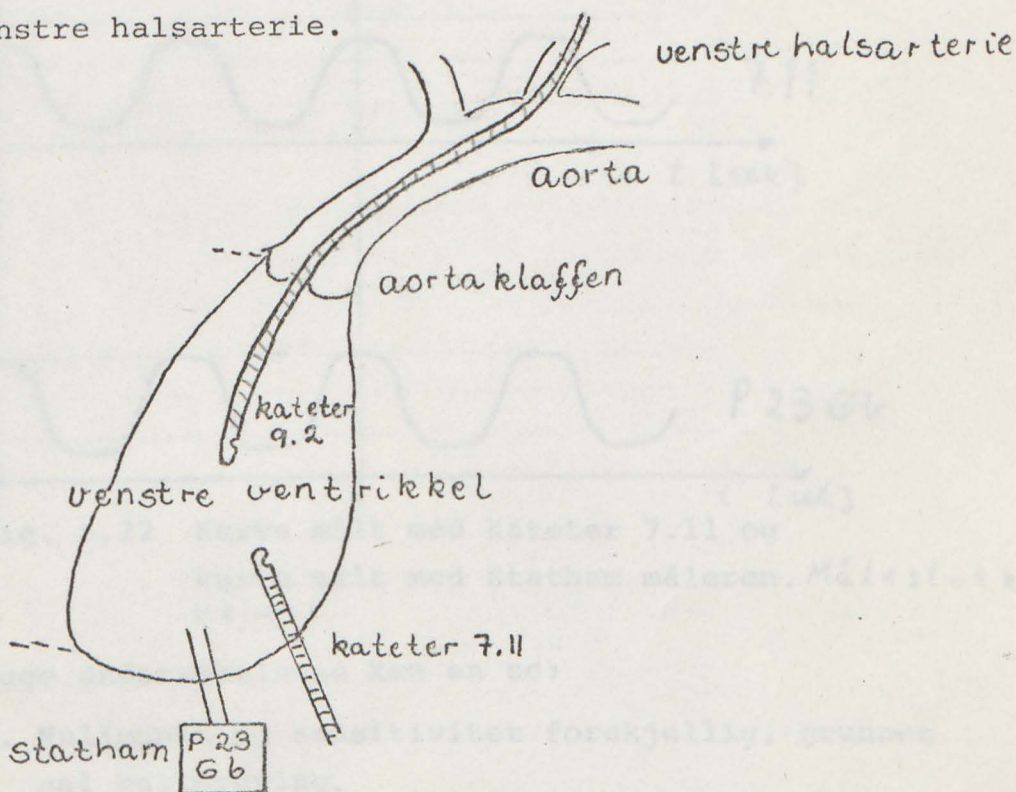


Fig. 5.20 In vivo testing av 7.11 og 9.2.

NB! 9.2 og 7.11 ble ikke samtidig innført.

Kateter 9.2 ble prøvd i september 1974:

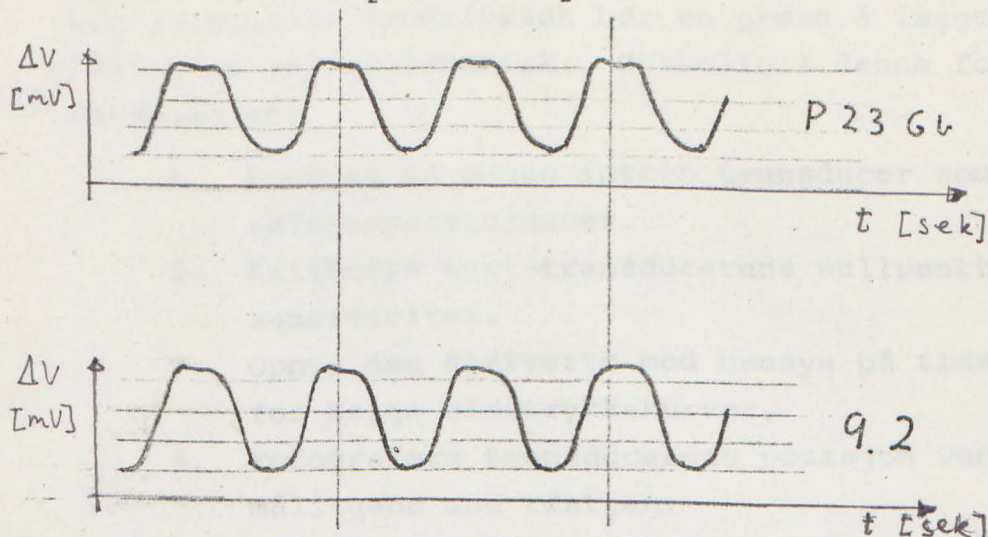


Fig. 5.21 Kurve målt med kateter 9.2 og kurve målt med Statham måleren. Målestokker ukjent.

Kateter 7.11 ble prøvd 12. oktober 1974:

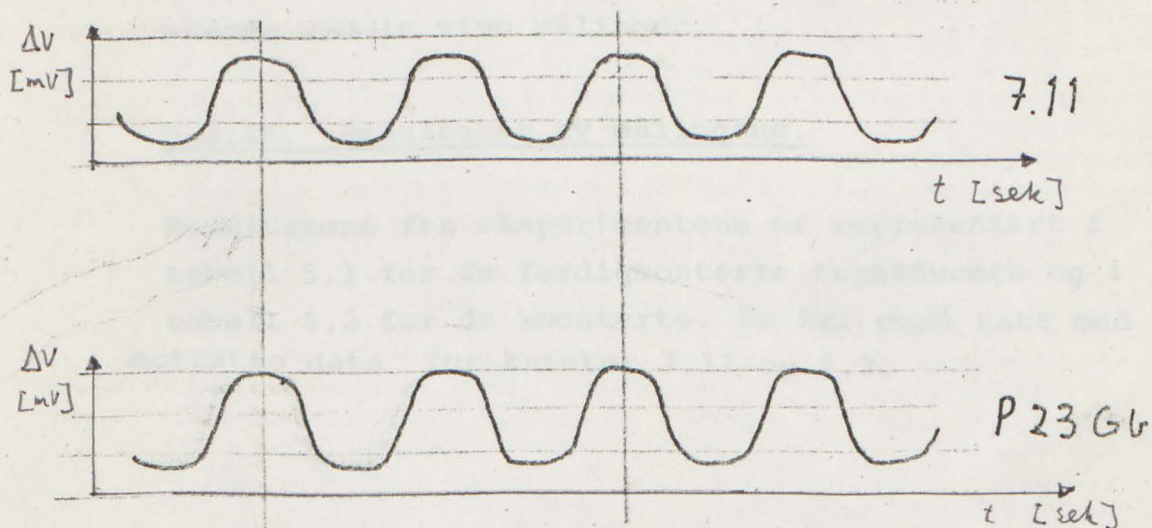


Fig. 5.22 Kurve målt med kateter 7.11 og kurve målt med Statham måleren. Målestokker ukjent.

Ved begge undersøkelsene kan en se:

1. Nullpunkt og sensitivitet forskjellig, grunnet gal kalibrering.
2. Ubetydelig forskjell i kurveform.

Konklusjonen blir at 9.2 og 7.11 var omtrent like gode eller bedre enn Statham måleren.

Ved fremtidige hundeforsøk bør en prøve å legge opp målingene mer systematisk. Ønskelig i denne forbindelse er:

1. Bruk av en annen intern transducer som referansetransducer.
2. Kalibrere test-transducerens nullpunkt og sensitivitet.
3. Oppta den deriverte med hensyn på tiden for begge blodtrykkskurver.
4. Fotograferer transducerens posisjon ved målingene med røntgen.
5. Måle temperaturvariasjonen under målingene.

Listen kan utvides, men ut fra disse måledata, vil en kunne få et godt bilde av transducerens egenskaper ved in vivo målinger.

5.2.14. Resultater av målingene.

Resultatene fra eksperimentene er representert i tabell 5.1 for de ferdigmonterte transducere og i tabell 5.2 for de umonterte. En har også tatt med mottatte data for kateter 7.11 og 9.2.

minutes. When pressures are monitored for longer than a few hours, this is risky and time consuming. Thus, in most critical care areas, a continual flush system is used.

For adults, a continual flush device, such as a Sorenson Intraflo, is attached between the transducer and the catheter. For blood pressure measurements, the recommended flush rate is between 3 and 6 ml. per hour. For low-range vascular pressures such as pulmonary artery, the rate is approximately 3 ml. per hour. If administration rates are greater than 8 ml./hr., turbulence inside the catheter induced by the rapid fluid administration may result in false high readings.

For infants and small children, rates are between 3 ml. per 8 hours and one ml. per hour, usually maintained by fluid-administration pumps, such as roller pumps or syringe pumps. For intracranial-pressure measurement, a fluid column is used but no flush system.

Accessory items used in pressure-system setups—stopcocks, catheters, cannulas, continual-flush devices, pressure tubing, pressure pumps, and manifolds—should be plastic or nonmetal so that they are electrically safe. To avoid accidental disconnection, only Linden or Luer Lok connections are used.

All tubing used between the patient and the transducer should be low-compliance pressure tubing, no longer than four feet. Intravenous tubing or I.V.-connecting tubing is too compliant. Low-compliance tubing is identified on the package by such terms as "monitoring tubing" or "arterial-pressure tubing" and may be clear or slightly

opaque and stiff to the touch. It cannot be compressed easily by finger pressure.

Pressure Parameters

Blood pressure is equal to flow \times resistance. Blood pressure is the force that perfuses the entire body with blood. Systolic pressure is the highest pressure exerted during the cardiac cycle and indicates the pressure at which blood is forced from the left ventricle during systole. Diastolic pressure is the lowest pressure and is directly related to peripheral resistance or vessel elasticity. Over 70 percent of blood flow to the coronary arteries occurs during diastole. Mean arterial blood pressure represents the average pressure in the peripheral arterial system during the entire cardiac cycle. It is *not* the average of the systolic and diastolic pressures. Mean pressure is often considered the most important of the blood pressure values, particularly in the presence of cardiac arrhythmias.

The three most common sites for arterial cannulation are the radial, brachial, and femoral arteries. Catheters are generally inserted percutaneously, but a cutdown may also be done.

Of the three common sites, the radial is the smallest and most anatomically unstable. Usually, however, it has the best collateral circulation and is used routinely for monitoring cardiac surgery patients. The wrist of the patient is usually restrained in hyperextension to avoid kinking of the catheter.

Prior to insertion of a radial-artery catheter, circulation to the hand is evaluated by assessing the circulation of the palmar arch by the Allen test or by using a Doppler ultrasound device. The Allen test consists of simultaneously compressing both the ulnar and radial arteries for approximately one minute. During this time, the patient rapidly opens and closes his hand to promote exsanguination.

Approximately five seconds after release of one artery (usually the ulnar), there should be blushing of the extended hand due to capillary refilling. This reactive hyperemia indicates adequate circulation in the hand. If blanching occurs, palmar-arch circulation is inadequate,

and a radial catheter could lead to ischemia of the hand. A false positive may be obtained if the patient hyperextends his fingers or wrists during the Allen test.

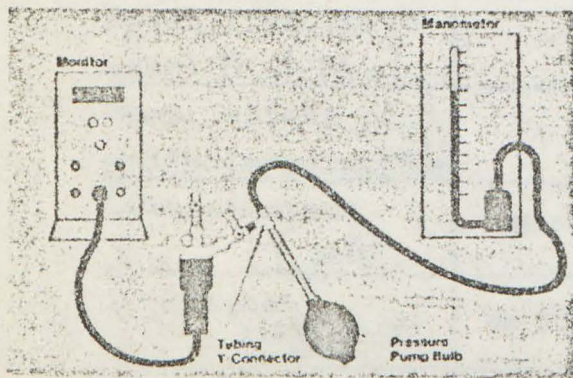
The femoral artery is the largest and most anatomically stable of the three vessels. It is often the vessel of choice for long-term arterial monitoring or monitoring restless patients. Ordinarily it is not necessary to restrain the limb of a patient with a femoral artery cannula. The femoral has a very limited collateral circulation.

During arterial-pressure monitoring, it is very important that the patient be monitored continuously and that measures be taken immediately to eliminate all causes of damping. Damping is a distortion of the waveform. Damping can be caused by beginning clot formation and bleeding back into the catheter, as well as air in the fluid system.

Pulmonary artery pressure. Pressures within the pulmonary artery reflect left ventricular function. Pulmonary artery (PA) and mean pulmonary-capillary wedge (PCW) pressures are obtained by inserting a flow-directed, balloon-tipped catheter into the right side of the heart. The pulmonary artery catheter is inserted at the bedside via a venous cutdown or percutaneously. The vessel of choice is the external jugular vein because of its large size and anatomic constancy. But the subclavian, femoral, or antecubital veins may also be used. Ordinarily this procedure does not require fluoroscopy. The position of the catheter is determined by the pressure waveform.

Pulmonary artery catheters are indicated for MI patients who may go or have gone into cardiogenic shock and for patients requiring a good indicator of fluid volume, such as the patient who has had severe trauma. In the absence of mitral-valve disease or advanced pulmonary disease, the pulmonary artery end-diastolic pressure is similar to left ventricular end-diastolic pressure (LVEDP). LVEDP is one of the best indicators of the function of the left ventricle.

The pulmonary artery catheter is also used to measure cardiac output by the thermodilution technique and for obtaining mixed venous blood samples to determine



Y-connector connects transducer to bulb and mercury column of sphygmomanometer for calibration.

Transduser Nr.	7.11	9.2	10,3	10.6	10.7
Måleområde $\pm p_N$ [cmHg]	$\pm p = 30$ cmHg for alle.				
Måletemperatur	Romtemperatur (unntatt ved temp.målingene.				
Forsyningsspenning V_0 [volt]	3.0 volt for alle				
Membrantykkelse t [μm]	20	12	21	23	23
Tillatt overbelastning p_{max} [cmHg]	-	-	-	750-770	-
Inngangsimpedans R_i [$k\Omega$]	2.6-2.8	1,7-1,9	5.62	6,6-6,8	5,3-5,5
Utgangsimpedans R_u [$k\Omega$]	2,6-2,8	1,7-1,9	5.57	6,6-6,8	5,3-5,5
Sensitivitet S [$\frac{\text{mV}}{\text{V}} \frac{1}{\text{cmHg}}$]	0,156	0,287	0,116	0,03	0,120
Nominell utgangsspenning ΔV_N [$\frac{\text{mV}}{30\text{cmHg}}$]	14,0	25,8	10,5	3,0	10,8
Linearitetsavvikelse L_0 [%]	≈ 0	≈ 0	≈ 0	-	≈ 0
Usymmetri ΔS [$\frac{\text{mV}}{\text{V}} \frac{1}{\text{cmHg}}$]	-	-	0,086	-	0,049
Hysteresese ΔV_H [mV]	-	-	≈ 0	skriver ødela målingene	
Drift (i luft) D [$\frac{\text{mV}}{\text{time}}$]	-	-	max.0,015 mid.0,002	-	-
Drift (fys. saltvann) D [$\frac{\text{mV}}{\text{time}}$]	-	-	-	havari	havari
Temp. effekt på nullbalanse ΔV_T [$\frac{\text{mV}}{^\circ\text{C}}$]	-	$\approx 0,08$ (25-40°C)	≈ 0 (25-40°C) havari	-	-
Lekkasjestrøm I_L [μA]	Mindre enn 1 μA ved 200 volt				
Bøyelighet B [$\frac{\text{vinkelgrader}}{\text{Ncm}}$]	$\approx 0,16$ $^\circ/\text{Ncm}$ for alle				
Dyreforsøk	Ja	Ja	-	-	-

Tabell 5.1 Forsøksresultater for de ferdigmonterte transducere.

	7.2	7.3
Transducer nummer		
Inngangsimpedans R_i [k Ω]	3,3 - 3,5	3,13
Utgangsimpedans R_u [k Ω]	3,3 - 3,5	3,12
Drift D [mV/time]	-	max 0,021 mid. 0,002
Maksimal forsynings- spenning $V_{o_{max}}$ [volt]	12	10

Fig. 5.2 Forsøksresultater for de umonterte transducere.

5.2.15 Tolkning av resultatene.

På grunn av det spinkle og varierende tallmateriale en fikk, er en ikke villig til å gå igang med en dyptgående analyse av resultatene. Visse konklusjoner kan en dog trekke.

To av de ferdigmonterte blodtrykksmålerne tålte ikke nedsenkning i vann. Fuktighet trengte inn og brudd i det elektriske nettverk oppsto.

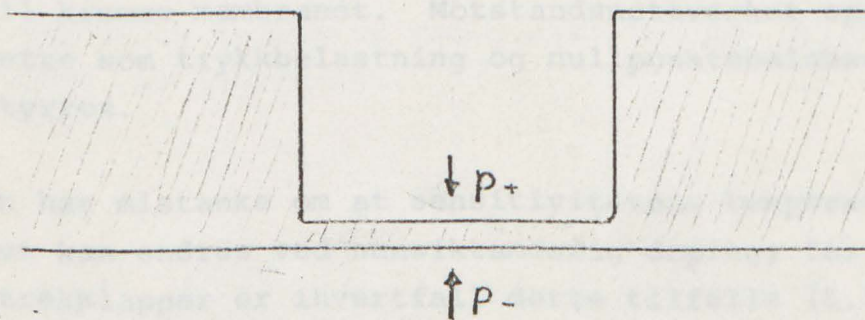
En foreslår overtrekking av kateterenden med en tynn film av silikon-gummi for å bøte på dette. Dette vil også oppfylle ønsket om å unngå direkte kontakt glass - blod, som kan føre til koagulasjon. (5.2)

Membrantykkelsen bør tilstrebes en fast verdi med liten toleranse, f.eks. $20 \pm 1 \mu\text{m}$. Germaniummotstandene bør i hver enkelt bro være tilnærmet like store. Dessuten bør pådampingsteknikken og den etterfølgende fotolitografiske teknikk forbedres slik at en imøtekommer følgende krav:

1. Germaniummotstandene i hver enkelt bro blir tilnærmet like store.
2. Motstandsnettverket blir plassert symmetrisk og i optimal avstand fra membranets sentrum.
3. Germaniummotstandene og gullfilm får skikkelig heft til glasset.

Inntrengende fuktighet har angrepet festepunktene for tilledningene på gullkontaktene ved havari, så her bør en bedre metode finnes. Muligens vil en økning av gulltykkelsen løse problemet.

Sensitivitetens usymmetri ved positiv og negativ trykkbelastning skyldes at membranet er usymmetrisk opplagret om membranplanet, som vist i fig. 5.23.



p^- "ser" ikke så stiv opplagring som p^+ .

Fig. 5.23 Membrantet er usymmetrisk opplagret.

Dette er en feil som skyldes selve konstruksjonsprinsippet. En har ikke funnet frem til en annen metode for fremstilling av membranet som kan bøte på dette. En ide er å bøte på dette med et elektronisk dempeledd som kun kobles inn ved negativ utgangsspenning. En annen utvei er å redusere den negative del av definert måleområde da kun små negative ^{trykk} kan oppstå ved intravaskulær blodtrykksmåling.

Temperatureffektene har i enkelte tilfelle vist seg sterke. De innledende teoretiske betraktninger munner ut i at:

1. Sensitiviteten er omvendt proporsjonal med temperaturen. (Se side 50)
(S er proporsjonal med m_1 , som er proporsjonal med T^{-1})
2. Ved statiske forløp er nullpunktsbalansen uavhengig av temperaturen, uansett bromotstandenes innbyrdes verdi. Dette skyldes at motstandsendingene i hver enkelt motstand utbalanserer hverandre.

Ved dynamiske temperaturforandringer fåes en temperaturgradient over membrantverrsnittet, (Se side 51), som vil krumme membranet. Motstandsnettverket oppfatter dette som trykkbelastning og nullpunktsbalansen forstyrres.

En har mistanke om at sensitivitetens temperaturavhengighet kan endres ved hensiktsmessig doping; for silisiumstrekklapper er ihvertfall dette tilfelle (5.3).

Temperaturdeformasjoner ved temperaturgradienter over membranet kan minskes ved å velge en glasstype med mindre temperaturutvidelseskoeffisient.

Dersom videre målinger fastslår at nullpunktsbalansen endres ved statiske temperaturforandringer, foreslås følgende:

1. En velger glasstype med samme temperaturutvidelseskoeffisient som germanium.
2. Germaniummotstandenes spesifikke resistivitet gjøres mindre ved hensiktsmessig doping.

Årsakene til en slik statisk temperaturavhengighet kan bl.a. være å finne i deformasjon av membranet.

Det er dog begrenset hvor meget en skal satse på undersøkelse og modifikasjon av temperatureffektene, da all overveiende bruk av blodtrykksmåleren vil foregå ved ca. 37°C.

Greier en å løse disse problemer, kan en forvente at de produserte transducere vil ha stabile og gode tekniske data med liten innbyrdes variasjon mellom de enkelte transducere.

5.2.16 Forslag til forandringer av selve kateteret.

Selve kateteret bør tilstrebes å ha så liten diameter som mulig. Greier en å komme ned i 6F ($\phi = 2,00$ mm) eller 5F ($\phi = 1,67$ mm) blir kateteret lettere å arbeide med og får utvidet bruksområde. (Barn)

Innføring av kateteret kan gjøres lettere ved innlegging av spor for guidewiren.

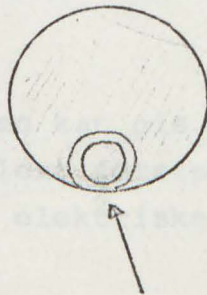


Fig. 5.24 Innlagt spor for guidewiren.

Enklest gjøres vel dette ved at infusjonsslangen lages slik at den også kan brukes som spor for guidewiren.

Katetertuppen kan med fordel forlenges med et mykt ytterstykke som lettere følger åreveggen.



Fig. 5.25 Kateter med mykt ytterparti.

Det bør også være mulighet for å forme kateteret i forskjellige fasonger før innføring, f.eks. med en krumming som følger aortabuen.

I spesialtilfelle er en interessert i at den trykkfølsomme flate står på tvers av kateterenden, f.eks. ved okkludering av en lungearterie. (Se side 25)

5.2.17 Forslag til tilleggsutstyr.

En bør satse på å bruke isolert system ved tilkobling til skriver e.l.

Forsyningsspenningen kan gis fra batteri, og målesignalet bør gå gjennom isolert forsterker (forsterker + optisk isolasjon) til det elektriske registreringsutstyr. (Se side 30)

En må kunne kalibrere bort ubalansert nullpunkt, og en foreslår å utbalansere med en motspenning fra et batteri m/potensiometer, som vist i fig. 5.26.

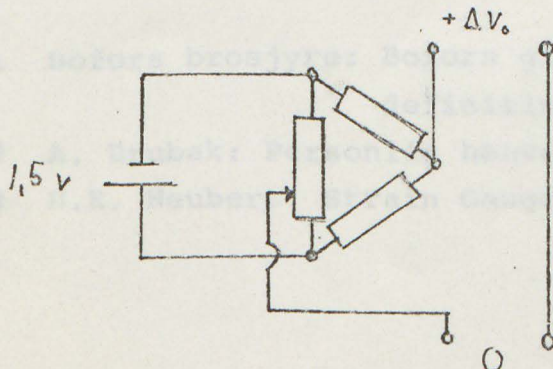


Fig.5.26 Utbalansering av nullpunkt med motspenning.

Sensitiviteten kan kalibreres med et dempeledd, som vist i fig. 5.27, eller ved regulerbar forsterkning.

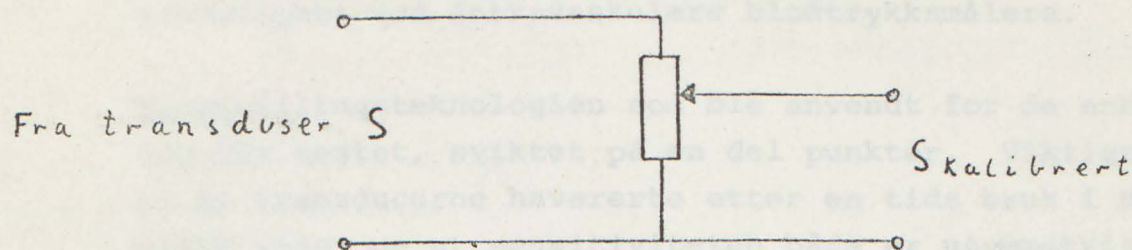


Fig. 5.27 Dempeledd for kalibrering av sensitiviteten.

Kalibrering kan foretas med parallell- eller seriekoblede kalibreringsmotstander i selve Wheatstone broen. Dette tror en er en uheldig løsning, da slike kalibreringer simultant endrer både nullpunktsbalansen og sensitiviteten. (5. 3)

Kalibrering før bruk kan enten gjøres ved at en kalibrerer ved romtemperatur og korrigerer for temperatur-effekter ved bruk av tabell e.l.

Kilder:

- 5.1 Bofors brosjyre: Bofors givare. Terminologi och definitioner.
- 5.2 A. Brubak: Personlig henvendelse
- 5.3 H.K. Neubert: Strain Gauges. Kinds and Uses. s.83-86, 98

KAPITTEL 6 KONKLUSJON

De konstruksjonsprinsipper og den utforming en har valgt for ELAB's kateter-tupp blodtrykksmåler, oppfyller de grunnleggende krav en stiller til målenøyaktighet og anvendelighet ved intravaskulære blodtrykksmålere.

Fremstillingsteknologien som ble anvendt for de enheter som ble testet, sviktet på en del punkter. Viktigst her er at transducerne havarete etter en tids bruk i blod eller vann, og at sensitiviteten både er usymmetrisk og høyst variabel fra enhet til enhet.

Med de foreslåtte forandringer av kateterutformingen vil innføring i kretsløpet bli lettere og anvendelsesområdet bli utvidet. Spesiellt vil spor for guidewiren være en stor fordel

Selve trykktransduseren er også egnet til måling av andre fysiologiske trykk, f.eks i hjernen eller lungene.

En kom også frem til at målekatetere for intravaskulær blodtrykksmåling med henholdsvis ekstern og intern transduser snarere utfyller hverandre enn å være konkurrenter.

APPENDIKS 1. Døde etter kjønn, alder og årsak.

		1972							
Internasj. detaljert liste 1965	Dødsårsak		I alt	Under 1 år	1-14 år	15-29 år	30-49 år	50-69 år	70 år og over
			Pr. 1 000 dødsfall Per 1 000 deaths						
010-019	Tuberkulose inkl. senfølger	M. K.	3 3	- -	- -	- -	8 3	5 6	2 2
000-009, 020-136	Alle andre infeksjons- sykdommer	M. K.	6 6	31 32	59 88	10 20	6 5	3 5	4 5
140-209	Ondartede svulster	M. K.	182 190	5 3	156 182	86 222	196 470	235 362	162 134
390-458	Hjerte- og karsykdommer	M. K.	508 512	7 -	11 32	36 59	304 186	516 402	572 580
460-519	Sykdommer i åndedretts- organene	M. K.	82 97	29 39	59 76	30 33	32 41	47 46	112 117
520-577	Sykdommer i fordøyelses- organene	M. K.	21 28	29 26	- 6	19 6	28 40	24 29	19 27
580-629	Sykdommer i urin- og kjønnsorganene	M. K.	19 17	- -	4 6	11 26	11 17	14 18	24 18
740-759	Medfødte misdannelser .	M. K.	7 6	193 223	111 94	10 46	6 7	1 3	1 0
<i>Residual</i> 001-779	Alle andre kjente sykdommer	M. K.	47 52	594 593	89 113	78 104	67 93	36 59	29 34
794	Alderdomssvakhet i.n.a.	M. K.	7 13	- -	13 19
782.4,795	Hjertelammelse, plutselig død	M. K.	32 19	65 55	37 25	8 26	43 19	43 23	25 17
<i>Residual</i> 780-796	Annen ubestemt angitt eller uoppgitt årsak	M. K.	14 12	7 13	30 13	11 20	19 16	16 12	13 11
E 800-949	Ulykker	M. K.	59 38	40 16	437 346	599 255	201 52	45 24	22 35
E 950-959	Selvmord	M. K.	12 6	. .	7 6	90 163	71 48	13 10	2 1
E 960-979	Drap	M. K.	1 1	- -	- 13	10 20	6 3	1 1	0 0
E 980-989	Skader hvor det er uklart om de skyldes ulykke eller er påført med hensikt	M. K.	0 0	- -	- -	2 -	2 -	1 0	0 0
	Dødsfall i alt	M.	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000
	Total deaths	K.	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000	1 000

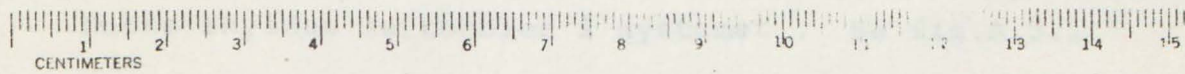
APPENDIX 2. Standard for French Catheters

SIZE SPECIFICATIONS FOR CARDIOVASCULAR CATHETERS

Standard Wall Specifications

Thin Wall Specifications

SIZE	INSIDE DIAM.		OUTSIDE DIAM.		NEEDLE EQUIVALENT OF		SIZE	INSIDE DIAM.		OUTSIDE DIAM.		NEEDLE EQUIVALENT OF	
	INCHES	MM	INCHES	MM	ID	OD		INCHES	MM	INCHES	MM	ID	OD
3F	.014	.36	.039	1.00	23+	20+	4F	.023	.58	.052	1.33	20	18+
4F	.018	.46	.052	1.33	22+	18+	5F	.034	.86	.065	1.67	19T	16
5F	.026	.66	.065	1.67	19	16	6F	.046	1.17	.078	2.00	17T	15+
6F	.036	.91	.078	2.00	18+	15+	7F	.058	1.47	.091	2.33	15+	13-
7F	.046	1.17	.091	2.33	17T	13-	8F	.068	1.73	.104	2.67	14+	12-
8F	.056	1.42	.104	2.67	15+	12-	9F	.078	1.98	.118	3.00	13+	-
9F	.064	1.63	.118	3.00	14+	-	10F	.088	2.24	.131	3.33	12+	-
10F	.072	1.83	.131	3.33	13+	-	11F	.098	2.49	.144	3.67	-	-
11F	.083	2.11	.144	3.67	12-	-	12F	.108	2.74	.157	4.00	-	-
12F	.094	2.39	.157	4.00	-	-	14F	.128	3.25	.183	4.67	-	-
14F	.144	2.90	.183	4.67	-	-							



FRENCH	17	16	15	14	13	12	11	10	9	8	7	6	5	4	3
MM.	5.7	5.3	5.0	4.7	4.3	4.0	3.7	3.4	3.0	2.7	2.3	2.0	1.67	1.35	1.0
IN.	.223	.210	.197	.184	.170	.158	.144	.131	.118	.105	.092	.079	.066	.053	.039



DIAMETER



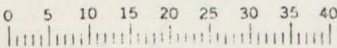
IN.

MM.

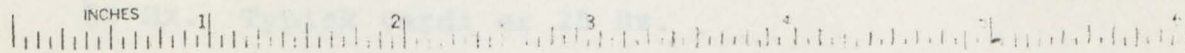
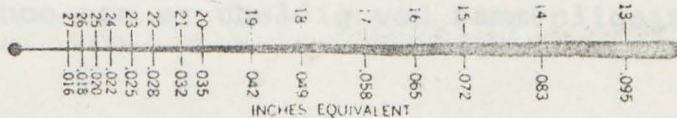
FRENCH

FRENCH SCALE

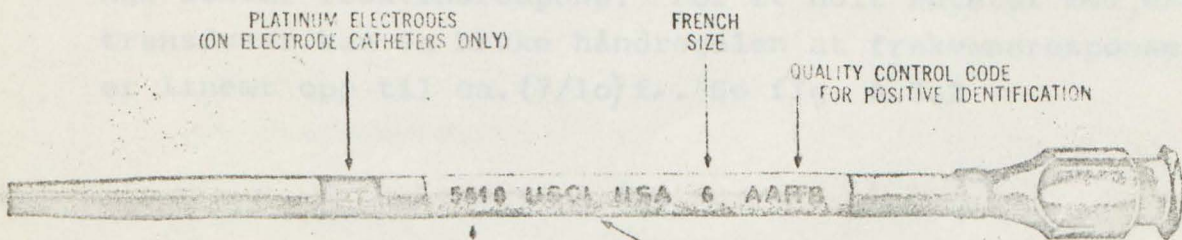
To determine French Size if instruments are oval or other shape:
Use strip of paper to measure the periphery - then lay on the scale below.



STUBS NEEDLE GAUGE



CATHETER CODING



COLOR BAND (FOR FRENCH SIZE)

- BLACK == 3F
- RED == 4F
- SILVER == 5F
- GREEN == 6F
- ORANGE == 7F
- BLUE == 8F
- BLACK == 9F & LARGER PLUS HALF FRENCH SIZES

APPENDIKS 3: FREKVENSSOMRÅDE OG EGENFREKVENNS

A.3.1. Hult kateter med ekstern transduser. (2.11)

Et kateter er et hult, elastisk rør med lengde l og indre radius r . Det inneholder en væske med tetthet ρ . Dets egenskaper til å overføre trykksignaler kan beregnes ved å bruke kunnskaper fra hydrodynamisk teori. En forenklet analyse gir da at egenfrekvensen til systemet er tilnærmet lik:

$$f_r \approx \frac{1}{4l} \sqrt{\frac{1}{\Delta A / \Delta P \cdot \frac{\rho}{\pi r^2}}} \quad A = \text{indre tverrsnitt} \quad (A.1)$$

Praktiske erfaringer viser at $\Delta A / \Delta P$ varierer sterkt fra en undersøkelse til neste ved intravaskulær blodtrykksmåling. Dette skyldes luftbobler i systemet. Se fig.A.3.1

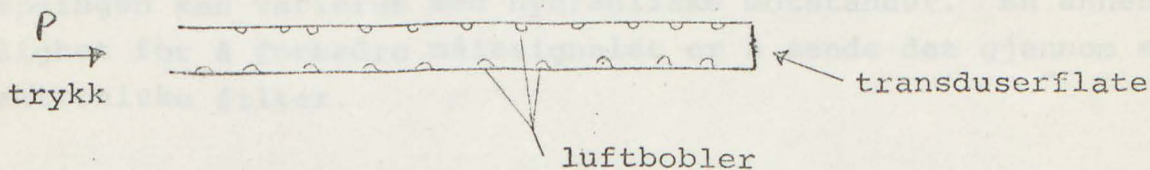
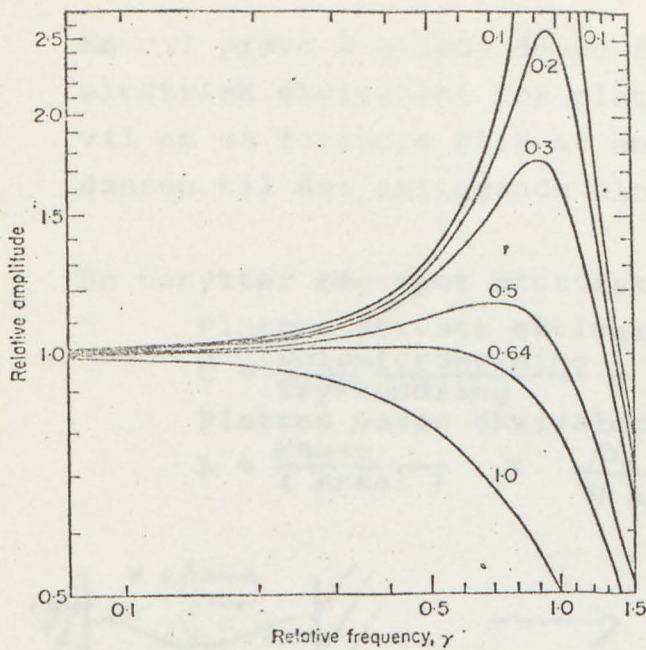


Fig.A.3.1. Hult kateter med luftbobler.

En får derfor en variasjon i kateterets frekvensrespons fra gang til gang, noe som er uheldig ved sammenligning av måleresultater.

Egenfrekvensen varierer erfaringsmessig fra ca. 10 til ca. 50 Hz. Typisk verdi er 25 Hz.

Systemets dempning bestemmer hvor nær egenfrekvensen en har lineær frekvensrespons. For et hult kateter med ekstern transduser kan en bruke håndregelen at frekvensresponsen er lineær opp til ca. $(7/10)f_r$. Se fig. A.3.2



$$\gamma = \frac{f}{f_r}$$

Fig.A.3.2 Frekvensresponsens-avhengighet av dempningen, Fra (2.11)

Dempningen kan varieres med hydrauliske motstander. En annen mulighet for å forbedre målesignalet er å sende det gjennom et elektroniske filter.

A.3.2 ELAB's kateter-tupp transduser.

En har tatt for seg denne spesielle måleren men resultatet er typisk for interne transdusere (f.eks. Millar)

Fra (V. 1) har en formelen for egenfrekvensen til en tynn sirkulær plate i vakum:

$$f_{r_v} = 0,467 \frac{t}{a_0^2} \sqrt{\frac{E}{\rho_g (1-\nu^2)}} \quad (A.2)$$

hvor

- t = membrantykkelsen. Variabel. = t [m]
- a₀ = platens radius = 0,75 · 10⁻³ m
- E = elastisitetensmodul = 7,4 · 10¹⁰ N/m²
- ρ_g = glassets tetthet = 2,5 · 10³ kg/m³
- ν = Poissons tall = 0,22

Dette gir:

$$f_{r_v} \approx 4,63 \cdot 10 \cdot t \quad (A.3)$$

for t ≈ 20 μm fåes f_{r_v} ≈ 92,7 kHz

En vil prøve å utlede denne formelen ved å sette opp en elektrisk ekvivalent for platen. Dette ekvivalentskjema vil en så forandre slik at en også får med strålingsimpedansen til det omliggende blod.

En benytter begrepet akustisk impedans, som betyr at:

Platens stivhet ekvivaleres med en kapasitans

$$C = \frac{\text{Volumforskyvning}}{\text{Trykkendring}} = \frac{\pi a_0^6 (1-\nu^2)}{16 E t^3}$$

Platens masse ekvivaleres med en induktans

$$L = \frac{\text{Masse}}{(\text{Areal})} = \frac{\rho_g t}{\pi a_0^2}$$

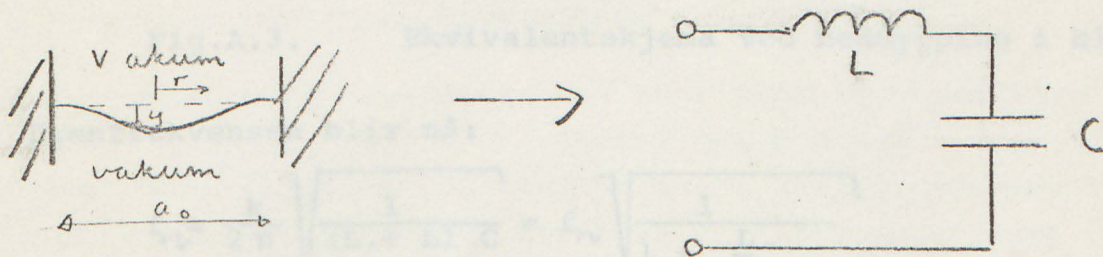


Fig.A.3.3 Den svingende plate ekvivaleres med et LC-nettverk.

C beregnes ved å integrere nedbøyningen y over membranarealet: (V.2)

$$y = \frac{\Delta P}{16 E t^3} \frac{3(1-\nu^2)}{a_0^2} r^2 \quad (\text{A.4})$$

$$C = \frac{\int_0^{a_0} (y(r)) 2\pi r dr}{\Delta p} = \frac{\pi a_0^6 (1-\nu^2)}{16 E t^3} = 4,5 \cdot 10^{-25} t^{-3} \quad (\text{A.5})$$

Systemets dempning er tilnærmet lik null.

Etter dette ekvivalentskjema blir egenfrekvensen:

$$f_{rv} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{1}{LC}} = \frac{2 t}{\pi a_0^2} \sqrt{\frac{E}{\rho_g (1-\nu^2)}} \quad (\text{A.6})$$

Dette er identisk med lign. (A.2) bortsett fra konstantleddet, som en går ut fra skylder geometriske faktorer. Korrigerer ligning (A.6) med korreksjonsfaktoren k :

$$k = \frac{0,463}{\frac{2}{\pi}} = 0,727 \quad (\text{A.7})$$

Strålingsimpedansen til blødet er ved de dimensjoner og frekvenser det her er tale om, tilnærmet ren induktiv med verdi: (V.1)

$$L_r = \frac{8 \rho_v}{3 \pi^2 a_0} \quad (\text{A.8})$$

En får da følgende ekvivalentsskjema:

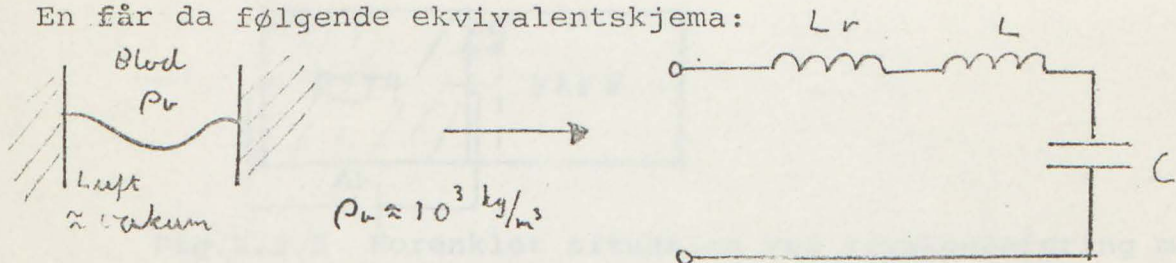


Fig.A.3. Ekvivalentsskjema ved neddypping i blod.

Egenfrekvensen blir nå:

$$f_{rb} \approx \frac{k}{2 \pi} \sqrt{\frac{1}{(L_r + L) C}} = f_{rv} \sqrt{\frac{1}{1 + \frac{L_r}{L}}} \quad (\text{A.9})$$

$$f_{rb} \approx 0,467 \frac{t}{a_0^2} \sqrt{\frac{E}{\rho_g (1-\nu^2)}} \cdot \frac{1}{1 + \frac{8 \rho_v a_0}{3 \pi \rho_g t}} \quad (\text{A.10})$$

For $t \approx 20 \mu\text{m}$ fåes $f_{rb} \approx 25 \text{kHz}$.

Systemets demping er meget lav, slik at den lineære del av frekvensresponsen som en håndregel kan regnes opp til ca. 2/10 av egenfrekvensen.

Denne teoretiske beregning viser at ELAB's blodtrykksmåler har et lineært frekvensområde som er mange ganger større enn det som kreves.

A.3.3 Apparaturl for måling av frekvensresponsen. (V.2)

På fig.5.16 er vist utstyr for måling av frekvensresponsen. Det piezo-elektriske krystall vil generere et trykk inni det lukkede volumet.

Trykksignalet fra dette systemet vil pga. egenskapene til det piezoelektriske (PZT 4) og de små indre dimensjoner ($l \approx 1 \text{ cm}$) antagelig ha en lineær frekvensrespons opp til 30 kHz eller mer.

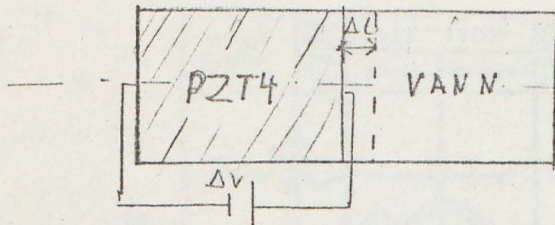


Fig.A.3.5 Forenklet situasjon ved trykkgenerering med piezoelektrisk krystall.

En foretok en grovberegning av hvor stor trykkamplityde en vil få generert ut fra den forenklete situasjon at det piezoelektriske krystall kun utvidet seg i aksiell retning ved eksitasjon med elektrisk spenning, og at væskevolumet er like stort som volumet av det piezoelektriske signal. Se fig.A.3.5. Da blir trykkendringen Δp ved en spenningsendring ΔV :

$$\frac{\Delta p}{\Delta V} \approx \frac{d}{k} \approx 100 \frac{\text{N/m}^2}{\text{volt}} = 7,5 \cdot 10^{-2} \frac{\text{cmHg}}{\text{volt}} \quad (\text{A.11})$$

hvor :

d = den piezoelektriske deformasjonskonstant for PZT4 $\approx 5 \cdot 10^{-10} \text{ l/volt}$

k = kompressibiliteten til vann $\approx 5 \cdot 10^{-12} \text{ m/N}$

Luft i systemet vil sannsynligvis svekke dette signal kraftig ved at den effektive k blir mye større fordi vannet kan bevege seg inn i luftboblene. Allikevel skulle det være mulig å få sterkt nok trykksignal.

Kilder:

- V.1 Morse & Irmgard: Theoretical Acoustics. s. 216 & 384.
- V.2 Brush Clevite brosjyre.

APPENDIKS 4 Simultan sammenheng mellom endel hemodynamiske størrelser.

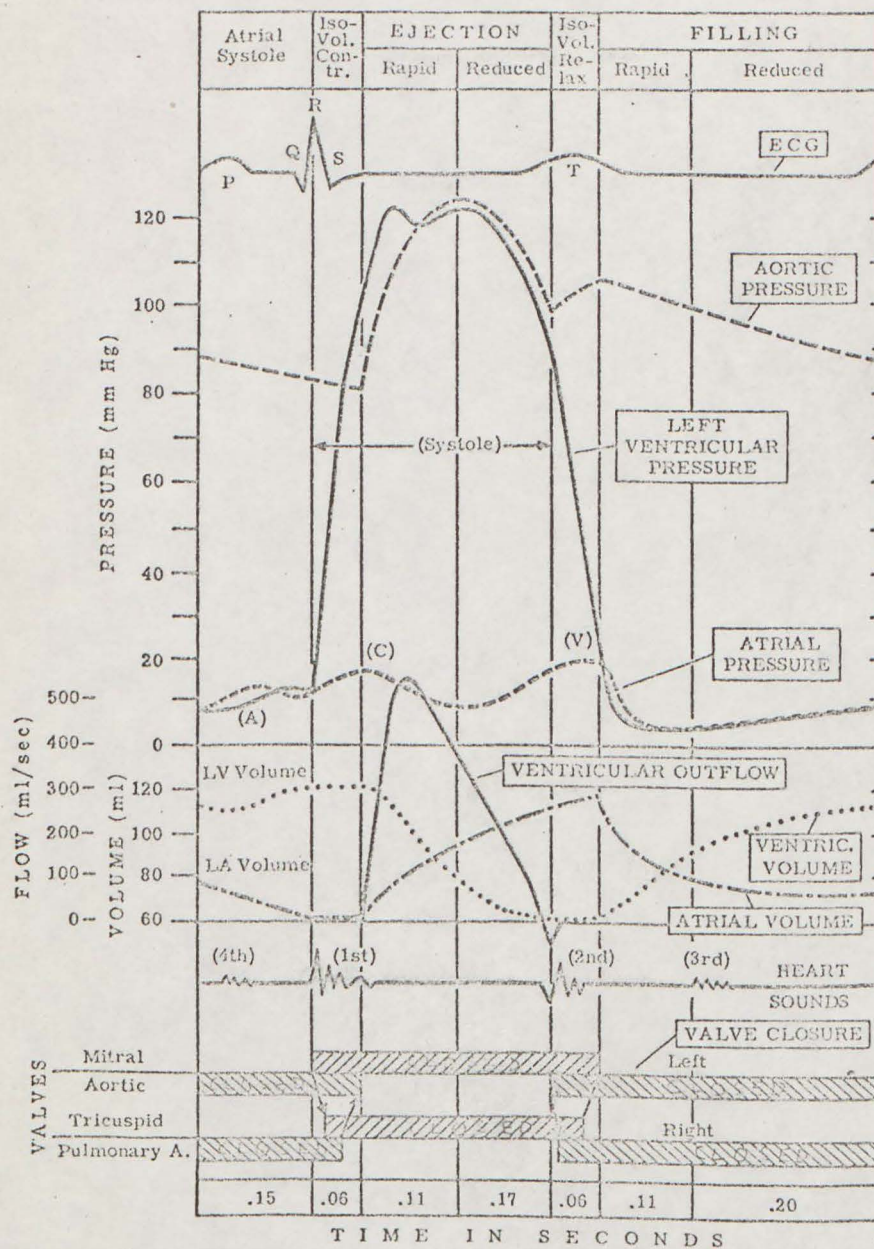


Fig. A.4.1. Simultan sammenheng mellom endel hemodynamiske størrelser.

Kilde: E.E. Selkurt: Physiology. s. 287.

