

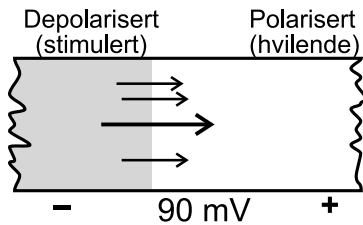
5. EKG-registrering

Helge Grendahl, Eivind S. Platou og Per Anton Sirnes

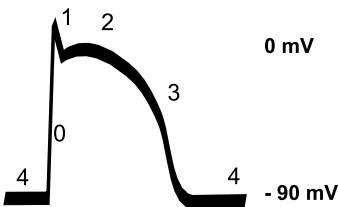
Her omtales EKG-registreringens metodikk. For EKG tolkning henvises til annen litteratur.

5.1 Bakgrunn

Hvilende myokardceller er polariserte og har et elektrisk potensial over cellemembranen på ca. - 90 mV. Ved depolarisering går potensialet raskt til 0 (figur 1). Har man mikroelektroder i cellen kan man registrere et aksjonspotensial (figur 2). Stimuleringen brer seg fra celle til celle over hele hjertet og utløser en muskelkontraksjon. I stimuleringssonen vil det være et potensial på 90 mV mellom polariserte (hvilede) og depolariserte (stimulerte) celler.



Figur 1. Depolarisering

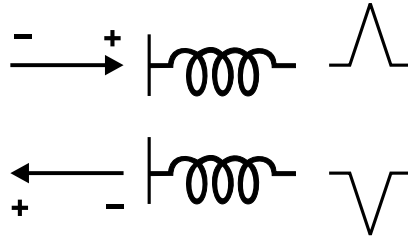


Figur 2. Aksjonspotensial

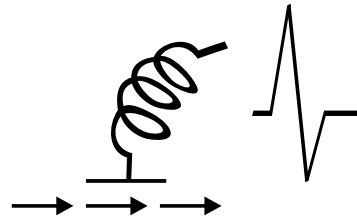
På et elektrogram er det den induerte spenning som registreres, det vil si spenningsforandringen. Fase 0 i aksjonspotensialet har en rask spenningsforandring (dV/dt) og gir et høyt utslag (QRS). Under platåfasen (fase 2) er alt vev depolarisert og det er ingen eller liten spenningsforandring og elektrogrammet går tilbake til 0-linjen (ST segmentet). Repolariseringen (fase 3) er langsommere og gir et avrundet, motsatt rettet signal (T-takken). Impulsene i hjertet har en elektrisk vektor med en størrelse

som er lik spenningsforandringen multiplisert med den vevsmasse som depolariseres, og med retning lik impulsutbredningen.

Har stimuleringen retning mot et registreringspunkt, får man der et positivt utslag. Går den fra, negativt. Ved lokale registreringer på hjertets overflate (intrakardialt eller epikardialt elektrogram), vil utslaget først bli positivt idet impulsen nærmer seg (figur 3 og 4), skifte raskt idet impulsen passerer og blir negativt idet impulsen fjerner seg igjen.



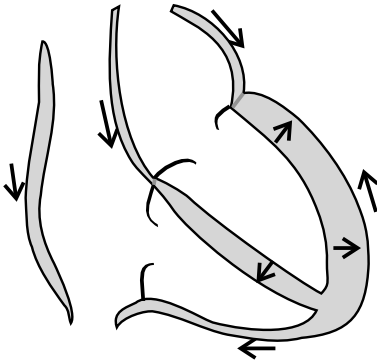
Figur 3. Elektrogram, relatert til impulsretning.



Figur 4. Elektrogram i det en impuls passerer elektroden.

Normalt aktiveres atriet i retning mot mitral- og tricuspidalklaffene. Ventriklene aktiveres fra apex mot basis. I venstre ventrikkel, som er tykkvegget, går også aktiveringen fra endokard mot epikard (figur 5).

De forskjellige vevsstrukturer i hjertet vil alle ha sin elektriske vektor. Elektrogrammet registrert på kroppens overflate, elektrokardiogram (EKG), vil være en sum av alle vektorene. På grunn av den større massen vil eksempelvis venstre ventrikkels vektor domi-

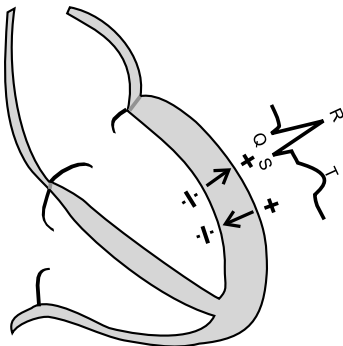


Figur 5 Hjertets aktivering. Pilene angir aktiveringens retning.

nerer over høyre ventrikkels vektor. Summen av depolariseringsvektorene gir QRS komplekset.

Armer og ben kan i relasjon til EKG betraktes som tykke ledninger som går ut fra kroppen. EKG blir det samme om man registrerer fra skulder eller hånd. Når man registrerer EKG fra huden meget nær hjertet (prekordiet), vil potensialene fra de nærmeste områdene av hjertemuskulaturen dominere.

Normalt er aksjonspotensialene hos mennesket kortest i de basale, epikardielle deler av hjertet, det vil si de strukturer som blir depolarisert sist ved vanlig ledning gjennom hjertet. Repolariseringen vil derfor begynne her, med en utbredelse motsatt av depolariseringen, og vil følgelig ha en elektrisk vektor som får samme retning som depolariseringen (figur 6). Summen av disse repolariseringsvektorene gir T-takken, som hos mennesket normalt har samme retning som QRS-komplekset. (Hos mindre dyr er det mindre forskjell i repolariseringen, slik at T-takken vil være motsatt rettet til QRS-komplekset).



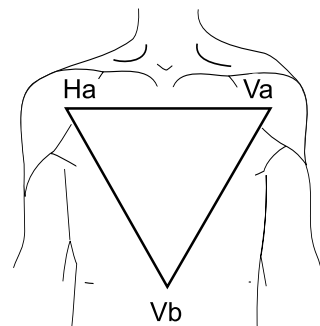
Figur 6 Repolarisering, T bølgens retning.

5.2 EKG – registrering

Potensialene som genereres i hjertet modifiseres ved transmisjon gjennom kroppen, ved elektroder applisert på huden, forsterkes i EKG apparatet og kan til slutt registreres på skjerm eller papir som et gjenkjennelig EKG signal. For å kunne få frem et EKG signal måler man spenningsforskjellene mellom to punkter (avledninger). Vi bruker 9 punkter (elektroder) på kroppen for å registrere avledninger, samt en elektrode som referanse (jord). En elektrode på hver ekstremitet og 6 elektroder rundt hjerte-regionen. Utfra disse kan man så generere 12 avledninger. Det er prinsipielt to typer avledninger: *unipolare* og *bipolare*.

5.2.1 Bipolare avledninger

Bipolare avledninger registrerer potensialforskjeller mellom to punkter. Standardavledningene I, II og III er bipolare. Avledning I registrerer potensialforskjell mellom venstre arm (som er definert som positiv elektrode) og høyre arm. En elektrisk impuls som beveger seg fra høyre arm mot venstre arm gir derfor positivt utslag i avledning I. Tilsvarende registrerer II avledning potensialforskjell mellom positiv elektrode på venstre fot og en negativ elektrode på høyre arm. En QRS vektor som er rettet fra høyre arm (skulder) ned mot venstre fot gir derfor et positivt utslag i EKG. Standardavledning III registrerer tilsvarende mellom venstre fot (positiv) og venstre arm (negativ). Polariteten er valg slik bl.a. fordi det vanlige QRS komplekset da blir overveiende positivt. De tre bipolare standardavledningene danner da en trekant i frontalplanet med spissen ned mot III (*Einthovens trekant* figur 7) og



Figur 7. Einthovens trekant

etter Einthovens lov blir potensialet i avledning II lik summen av avledning I og III.

Hjertets elektriske "vektor" vil si størrelse og retning av hjertets spenningsfelt til enhver tid. Vektor varierer i størrelse og dreier seg i rommet, P-vektor under forløpet av atrieaktivering, QRS-vektor under ventrikkeldepolarisering og T vektor under ventrikkelrepolarisering. Vektor reflekterer mønsteret av hjertets depolarisering og repolarisering.

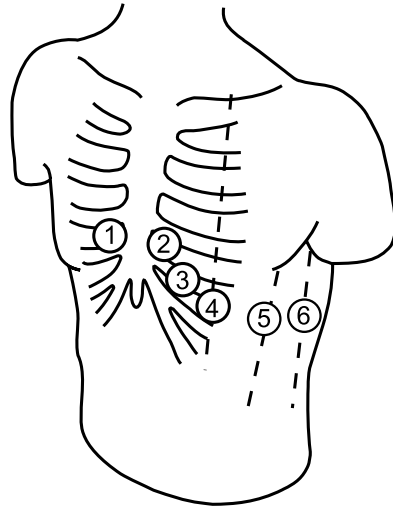
Pr definisjon har en vektor med et positivt potensial i avledning I en elektrisk akse på 0 grader. En retning perpendikulært på denne blir +90. Ved å betrakte Einthovens trekant vil det være innlysende at en vektor nedover langs linjen tilvarende avledning II har en akse på +60. Dersom man legger inn retningen på de unipolare ekstr.avl. (se under), kan man lett beregne den gjennomsnittlige elektriske akse ved å sammenligne utslaget i de 6 avledningene. Først bestemmes hovedretningen, deretter finner man den avledningen med like mye positivt som negativt QRS intetgral og QRS vektor blir da 90 grader på denne.

5.2.2 Unipolare avledninger

Vi har to typer unipolare avledninger:

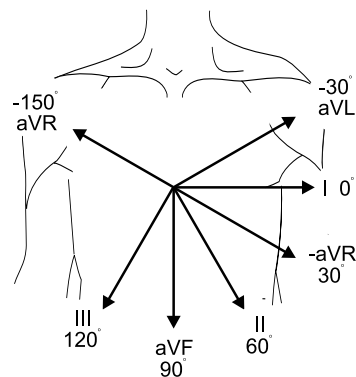
I *frontalplanet* brukes forsterkede (augmented) ekstremitetsavledninger: aV_R , aV_L , aV_F . Her måles potensialforskjell mellom en eksplorerende elektrode (høyre arm, ve arm eller ve fot) og summen av de to andre ekstremitetsavledningene som ikke blir brukt. Fordi potensialet da blir svakt er det forsterket (augmented – derav prefikset "a"). Utfra Einthovens trekant vil en lett skjønne at aV_L peker i retning -30 , mens aV_F peker rett nedover med akse +90. aV_R er en "ulogisk" avledning som stort sett alltid er negativ, det er derfor bedre å bruke den inverse verdien $-aV_R$, som da blir en lateral/ nedreveggsavledning med akse -30 . Ved å sette opp alle de 6 ekstremitetsavledningene i Carbera's rekkefølge: aV_L , I, $-aV_R$, III, aV_F , II, får man en logisk utvikling av vektor i frontalplanet og det er lett å se spatial utbredelse av akse og evt Q utvikling (figur 9).

I *horisontalplanet* har vi vanligvis 6 unipolare prekordiale avledninger: V_{1-6} . De seks eksplorerende elektroder er plassert som angitt på figur 6 og tabell. Det er viktig å kjenne godt



Figur 8. Plassering av precordialelektroder.

til og kontrollere plasseringen. Ofte slurves de noe, vanlige feil er at V_1 og V_2 plasseres for høyt opp, at V_3 ikke ligger midt mellom V_2 og V_4 og at V_{5-6} ikke ligger på samme nivå som V_4 . Referanse elektroden som brukes for prekordial avledningene er Wilsons sentrale terminal som er en sammenkobling av de tre ekstremitetselektroder med en 5 k Ω motstand innkoblet. På samme måte som man kan regne ut en elektrisk akse i frontalplanet, kan man også beregne en horisontalplansakse med 0 definert som V_6 . Vanligvis er summen av R og S vektor ca 0 i V_3 eller V_4 . Dersom hovedaksen er dreiet fortil (V_1 - V_2) snakker vi om en motklokkeotasjon i horisontalplanet, motsatt vil en ekvipotens først lenger lateralt bli betegnet som medklokkeotasjon.



Figur 9. Ekstremitetsavledningenes maksimale positive følsomhet.

Ved *vektorkardiografi* registreres hjertets vektor projisert i **tre** *orthogonale* plan (X,Y,Z) og det benyttes da spesialavledninger (Franks avledninger X, Y, Z,).

5.2.3 EKG elektroder.

Det vanlige i dag er å bruke engangselektroder. Det finnes en rekke varianter av disse. Tidligere ble flergangselektroder med elektrodekrem benyttet, dette er lite brukt nå, men flergangselektroder med sugekopp brukes fortsatt og kan gi bra kvalitet til en lav pris. Elektrodekontakten mot huden er det mest kritiske punktet ved en EKG-registrering. Den elektriske motstand over huden er meget stor og skyldes vesentlig hudens hornlag. Ved å skubbe bort litt av hornlaget reduseres motstanden. Motstanden kan også reduseres ved å øke elektrodearealet. Engangselektroder inneholder en gel som reduserer motstanden og øker ledningsevnen. Man bør ikke klemme direkte på elektrodepunktet for å feste elektroden, men trykke jevnt på festeområdet rundt. Det er viktig å sjekke at engangselektroder ikke er gamle og tørre. Det finnes flere systemer for å feste elektrodeledning til elektrode: trykk-knapp, bananplugg, krokodilleklemmer o.s.v.

Nyere avanserte EKG apparater måler automatisk motstand over elektrodene når pasienten er tilkoblet. På den måten kan man se om elektrodene er adekvat festet. Dersom man ser støy på EKG i kun enkelte avledninger, er det en eller flere elektroder som har dårlig kontakt. Ved støy i V_1 - V_6 avledninger er det opplagt hvilken elektrode som er dårlig. Ved å bruke Einthovens trekant kan man avlede hvilke elektroder som forårsaker støy i en ekstremitetsavledning. (Eks: støy i avF og II, ikke i I, grønn elektrode er synder). Dersom det er støy i alle kanaler, kan det være et jordingsproblem (sort elektrode), evt problem med samle-elektrode-kabel eller kontakt inn i EKG apparatet.

Muskeluro kan også gi forstyrrelser. For å unngå dette må pasienten ligge helt avslappet og i et temperert rom og en bør unngå å plassere elektroder direkte over muskulatur.

Elektrodeledningene bør være skjermet. Ledninger som ikke benyttes må kunne fjernes eller kortsluttes til jord. De må kunne kontrolleres separat med henblikk på ledningsbrudd. Inkomplett ledningsbrudd gir støy. Elektrodeledningene er koblet til EKG-kabelen i et

koblingsstykke. Kabelen kan, som elektrodeledningene, ta opp støy fra elektromagnetiske felt i rommet. Typisk vil man på EKG registreringene se 50 Hz vekselstrømsignaler som gjør registreringen vanskeligere å tolke. Er det dårlig kontakt/ledningsbrudd, vil ledningenes antennefunksjon øke og derved også forstyrrelsene. Ledningene og kabelen må derfor være skjermet og den må holdes lengst mulig bort fra strømførende ledninger.

Nøytralelektroden (sort ledning) har til hensikt å redusere vekselstrømsforstyrrelser. Gjennom den sendes vekselstrømmen i motfase tilbake til pasienten.

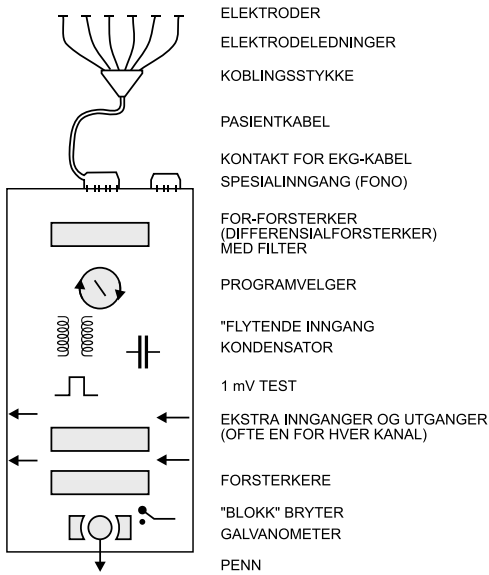
5.3 EKG - apparatet

EKG apparater er enten dediserte EKG apparater med innebygget skriver eller rent digitale apparater koblet til en vanlig PC, evt nettverk med digital lagring. Også dediserte EKG apparater er nå micro-prosessorstyrt og gamle analoge EKG apparater med blekk eller galvanske skrivere er nå blitt sjeldne (figur 10).

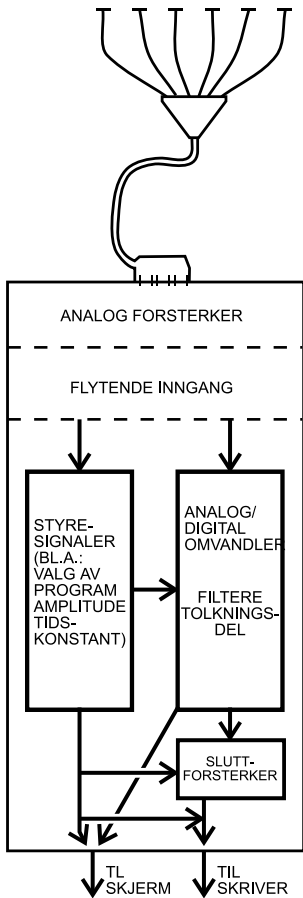
Et EKG apparat forsterker forskjeller i potensialer mellom to elektroder. Ved ulike kombinasjoner av uni- og bipolare avledninger kan vi få frem inntil 12 avledninger ved standard EKG som nevnt over. Ved at det er *forskjeller* og ikke potensialene selv som forsterkes, elimineres støy som er lik i begge elektrodene. Forsterkningsgraden er typisk ca 1000 ganger, men kan variere fra 500 til 2000.

Et EKG kan betraktes som et vekselstrømsignal (QRS) oppå et likestrømsignal (T-P grunnlinje) I vanlige EKG apparater er det innebygd kapasitativ kobling som blokkerer for likestrøm men slipper gjennom vekselstrømsignaler. EKG signalet må derfor kalibreres i forhold til en kjent spenning og vanligvis brukes en forsterkning på 1 mV/10mm.

Et EKG apparat kan ha ulik forsterkning av input signaler av ulik frekvens. Apparatets *båndbredde* er det området der det med en gitt nøyaktighet forsterker signalet adekvat. Standard båndbredd er fra 0,05 til 100 Hz. Det er også vanlig å ha ulike filtre. Et høyfrekvensfilter hindrer høye frekvenser (f.eks. muskelstøy, diatermi). Et lavpassfilter slipper i gjennom lave frekvenser. Et båndfilter hindrer bestemte frekvenser, 50 Hz filteret (notch filter) demper f.eks. 50 perioders (50 Hz) vekselstrøm.



Figur 10. EKG apparat. Oversikt, analogt apparat.



Digitalt EKG apparat, oversikt.

I digitale EKG apparater (figur 11) behandles EKG signalet som oftest analogt i inngangsførsterkeren. Tidskonstanten fastsettes her. Deretter blir signalet digitalisert med en analog/digital omvandler. En mikroprosessor tar hånd om signalstyringen og signalbehandlingen for betjeningspanel, LCD (flytende krystall), skjerm, klokke med dato, hukommelse, filtre, programmer og evt. programmering til spesialfunksjoner samt skrivemekanisme. Apparatet vil gjerne lage en average (gjennomsnitt) av flere signaler for å lage et EKG fritt for støy for utskrift og tolkning.

“Flytende inngang” beskytter pasienten mot lekkasjestrømmer som f.eks. 230 V fra lysnettet, eller overslag fra defekt apparatur (f.eks. defibrillatorer). Dette er særlig viktig når EKG registreres intrakardielt, fordi pasienten da ikke er beskyttet av hudens høye elektriske motstand. Ventrikkelflimmer kan enkelte ganger utløses av meget små impulser. Defibrilleringsbeskyttelse kortsletter inngangen direkte til jord og beskytter apparatet mot ødeleggelse når det er tilkoblet pasient som defibrilleres.

Utskrift av EKG skjer enten på vanlig papir fra PC basert EKG eller på spesialpapir fra EKG apparater med egen skriver. Enkelte typer EKG papir blekes i lys og utskriften kan dermed forsvinne etter noen år om det ikke oppbevares mørkt, eller det tas kopi. Vanligvis kan man velge forskjellige oppsett: antall avledninger pr side, hastighet, forsterkningsgrad, gjennomsnittsavledninger eller real-time EKG, rytme avledninger med mer. Oftest brukes milimeterpapir eller et rutenett som gjør det lettere å måle intervaller. Et kalibreringssignal på 1 mV bør alltid være med.

5.4 Computer tolkning av EKG.

Mange EKG apparater og EKG systemer kommer i dag med ferdige tolkninger. Disse er basert på store databaser med EKG og bygget opp på særskilte algoritmer.

En betydelig ulempe ved computerisert tolkning av EKG, er at svarene blir så alt for omfattende, og til minste detalj “korrekte”. Beskrivelsene omfatter alle aspekter ved elektrokardiogrammet og tar for seg avvik fra det statistisk sett normale EKG, som ikke har kli-

nisk relevans. En ukritisk formidling av disse funn til en pasient vil lett skape unødvendig angst og usikkerhet. En "patologisk" computertolkning må derfor alltid overprøves av en erfaren EKG tyder.

5.5 Øsofagus EKG/ stimulering:

Dette kan være indisert når man vil ha fremstilt atrie-EKG, dvs. P-bølger, flutter eller atrieflimmer tydelig. Dette er spesielt aktuelt ved diagnostikk av tachykardianfall der metoden ofte, men ikke alltid, kan bidra til å skille mellom ventrikulær og supraventrikulær takykardi og mellom nodal takykardi og skjult WPW-syndrom. Ved hjelp av stimulering kan man utløse og evt. stoppe supraventrikulære tachykardier. Teknikken brukes gjerne til screening av supraventrikulære takykardier forut for ablasjonsbehandling. Ofte vil man imidlertid komme til målet ved å ta et vanlig 12 kanalers EKG og så gjøre carotistrykk.

Utstyr: Standard EKG apparat. Spesialelektroder for øsofagusregistrering. Disse sitter på sonder som kan svelges eller føres ned i øsofagus. Sondene kan ha en eller flere (6) elektroder. For øsofagusstimulering brukes spesielle stimulatorer (med lengre pulsbredde og styrke) (knf. transkutan pacing i kapittel 10).

Utførelse: Elektroden tilkobles EKG apparatets unipolare ledninger (V1-V6). Bipolare registreringer kan også brukes. Elektroden føres ned under fortløpende EKG registrering, inntil man ser tydelige P-takker. Pasienturo gjør at registreringene ofte blir dårlige med ustabil grunnlinje og mye muskelartefakter. Supraventrikulære tachykardier vil kunne brytes pga vagus stimulering under nedføringen.

Det finnes også en elektrode for langtids bruk - the "pill electrode" - en elektrodekapsel som svelges. Den har en tynn ledning som uten særlig besvær kan ligge ut gjennom munnen i lengre tid.