

EKG-REGISTRERING

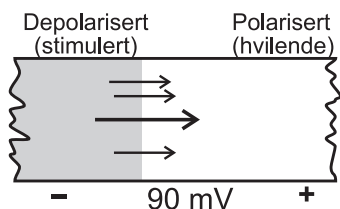
Eivind S. Platou, Helge Grendahl og Per Anton Sirnes

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

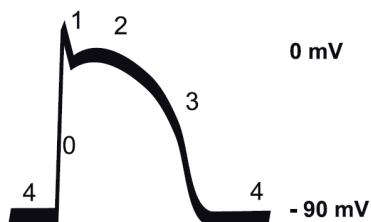
Bakgrunn

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 registreres 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 (hvilende) og depolariserte (stimulerte) celler.

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



Figur 1. Depolarisering



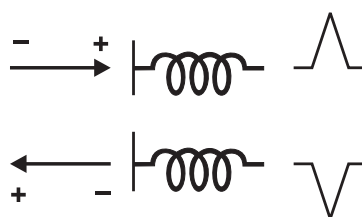
Figur 2. Aksjonspotensial

har en elektrisk vektor med en størrelse som er lik spenningsforandringen multiplisert med den vevsmasse som depolariseres, og med retning lik impulsutbredningen.

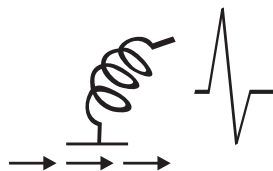
Har stimuleringen retning mot et registreringspunkt, får man der et positivt utslag. Går den fra, får man et negativt utslag. Ved lokale registreringer på hjertets overflate (intrakardialt eller epikardialt elektrogram), vil utslaget først bli positivt idet impulsen nærmer seg (figur 3 og 4), skifte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

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

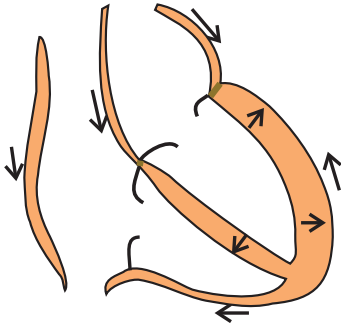
De forskjellige vevsstrukturer i hjertet vil alle ha sin elektriske vektor. Elektrogrammet registrert på kroppens overflate, elektrocardiogram (EKG), vil være en sum av alle vektorene. På grunn av den større massen vil eksempelvis venstre ventrikkels vektor dominere over høyre ventrikkels vektor. Summen av depolariseringsvektorene gir QRS komplekset.



Figur 3. Elektrogram, relatert til impulsretning.



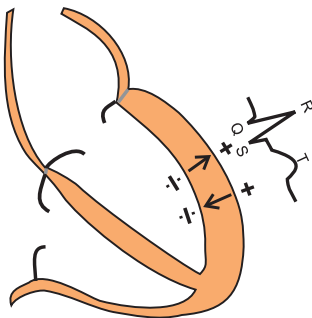
Figur 4. Elektrogram i det en impuls passerer elektroden.



Figur 5. Hjertets aktivering. Pilene angir aktiveringens retning.

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).



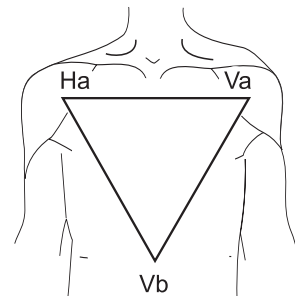
Figur 6. Repolarisering, T bølgens retning.

EKG registrering

Potensialene som genereres i hjertet modifieres ved transmisjon gjennom kroppen, ved elektroder applisert på huden, forsterkes i EKG-apparatet og kan til slutt registreres på skjerm eller papir som et gjenkjenneleg 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.

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.

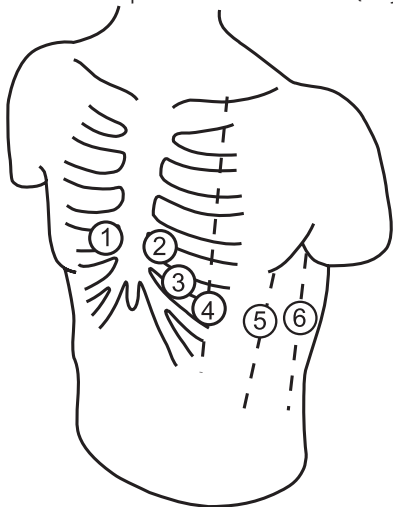
Hjertets elektriske «vektor» vil si størrelse og retning av hjertets spenningsfelt til enhver tid. Vektor varierer i størrelse og dreier seg i rommet, P-vektor under forløpet av atrieaktivertingen, QRS-vektor under ventrikkeldepolarisering og T vektor under ventrikkelrepolarisering. Vektor reflekterer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

Per 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 ekstremitetsavledning (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 integral og QRS vektor blir da 90 grader på denne.

Unipolare avledninger

Vi har to typer unipolare avledninger:

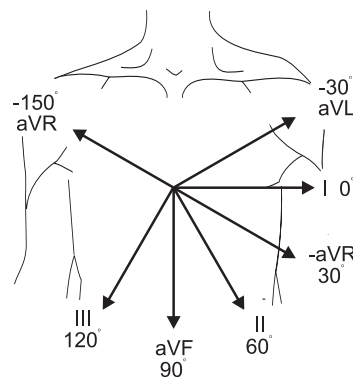
I frontalplanet brukes forsterkede (augmented) ekstremitetsavledninger: aVR, aVL, aVF. Her måles potensialforskjell mellom en eksplorerende elektrode (høyre



Figur 8. Plassering av precordialelektroder.

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 aVL peker i retning -30, mens aVF peker rett nedover med akse +90. aVR er en «ulogisk» avledning som stort sett alltid er negativ, det er derfor bedre å bruke den inverse verdien -aVR, som da blir en lateral/ nedreveggsavledning med akse -30. Ved å sette opp alle de 6 ekstremitetsavledningene i Carbrera's rekkefølge: aVL I, -aVR, III, aVF, 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 prekordial avledninger: V1-6. De seks eksplorerende elektroder er plassert som angitt på figur 6 og tabell. Det er viktig å kjenne godt til og kontrollere plasseringen. Ofte slurves de noe, vanlige feil er at V1 og V2 plasseres for høyt opp, at V3 ikke ligger midt mellom V2 og V4 og at V5-6 ikke ligger på samme nivå som V4. Referanse elektroden som brukes for prekordial avledningene er Wilsons sentrale terminal som er en sammenkobling av de tre ekstremitetslektroder med en 5 kW 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 V6. Vanligvis er summen av R og S vektor ca 0 i V3 eller V4. Dersom hovedaksen er dreiet fortil (V1-V2) snakker vi om en motklokkerotasjon i horisontalplanet, mot-



Figur 9. Ekstremitetsavledningenes maksimale positive følsomhet.

satt vil en ekvipotens først lenger lateralt bli betegnet som medklokke-rotasjon.

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

EKG-elektroder

Det vanlige i dag er å bruke engangs-elektroder. 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 skrubbe 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: trykkknapp, bananplugg, krokodilleklemmer osv.

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 V1-V6 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-elektrodekabel 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 antenne-funksjon 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.

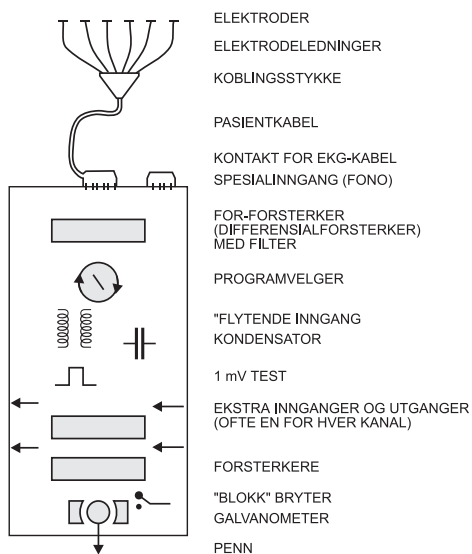
EKG-apparatet

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 microprocessorstyrt og gamle analoge EKG-apparater med blekk eller galvanisk skriver 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 kapasitiv 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

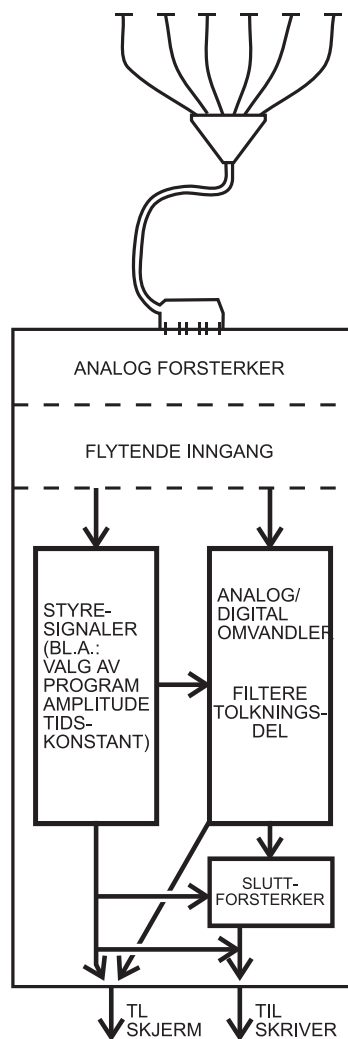


Figur 10. Analogt EKG-apparat. Oversikt.

der det med en gitt nøyaktighet forsterker signalet adekvat. Standard båndbredde 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.

I digitale EKG-apparater (figur 11) behandles EKG signalet som oftest analogt i inngangsforsterkeren. Tidskonstanten fastsettes her. Deretter blir signalet digitalisert med en analog/digital omvandler. En mikroprosessor tar hånd om signalstyringen og signalbearbeidelsen 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, men for sterkt glatting og utjevning kan gi opphav til feilkilder og man bør alltid sjekke de «ekte» EKG signalene, evt skru av og på filtre for å få frem detaljer som pacemaker-spikes som kan skjules for sterke filtre

«Flytende inngang» beskytter pasienten mot lekkasjestrømmer som f.eks. 230 V fra lysnettet, eller overslag fra defekt



Figur 11. Digitalt EKG-apparat. Oversikt.

apparat (f.eks. defibrillatorer). Dette er særlig viktig når EKG registreres intrakardialt, fordi pasienten da ikke er beskyttet av hudens høye elektriske motstand. Ventrikelflimmer 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 per side, hastighet, forsterkningsgrad, gjennomsnittsavledninger eller real-time EKG, rytme avledninger med mer. Oftest brukes millimeterpapir eller et rutenett som gjør det lettere å måle intervaller. Et kalibrerings-signal på 1 mV bør alltid være med.

Komputer 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 komputertolkning 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 klinisk 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.

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 supra-

ventrikulær 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) (kfr. transkutan pacing i kapittel om elektrokonvertering).

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 elektrokapsel som svelges. Den har en tynn ledning som uten særlig besvær kan ligge ut gjennom munnen i lengre tid.