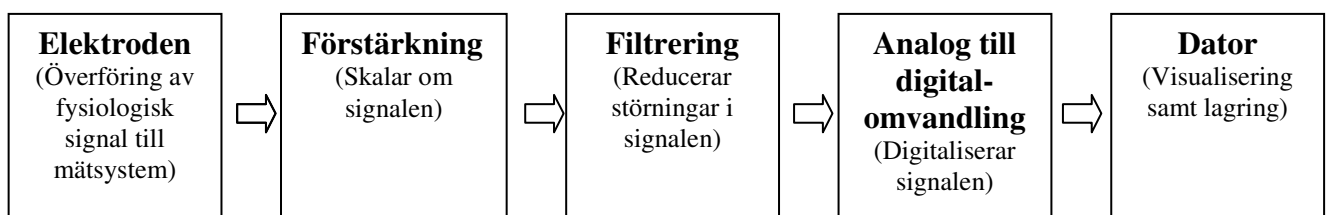


Mätning av biopotentialer

1. Inledning

Inom dagens sjukvård är tekniken en självklar och viktig faktor. De allra flesta diagnoser, analyser och behandlingar grundar sig på information från ett flertal tekniska utrustningar och metoder. Det var först i slutet av 1800-talet som kunskaper inom ämnen så som kemi, fysik, mekanik och elektronik började tillämpas mer och mer inom medicinen, och det är mycket på grund av den snabba tekniska utvecklingen under 1900-talet som läkekonsten har kunnat vidareutvecklas under samma period. I detta avsnitt ska vi titta på bioinstrumentering, det vill säga vi ska studera de metoder som används för att mäta och analysera en bioelektrisk signal. Anledningen till att vi kan registrera en elektrisk signal från vår kropp är att våra nervimpulser fortplantas med aktionspotentialer dvs jonförflyttningar. Nervimpulser och muskelsammandragningar genererar en mängd förflyttningar av joner framförallt natrium- och kloridjoner. Jonströmmarna ger i sin tur en potentialskillnad som går att mäta.

Figur 1 visar en rad olika steg som en uppmätt bioelektrisk signal passerar, och i avsnitten som följer skall vi ta en titt på samtliga av dem.



Figur 1. Behandlingen av en biopotentialsignal från elektrod till dator/övervakningsmonitor

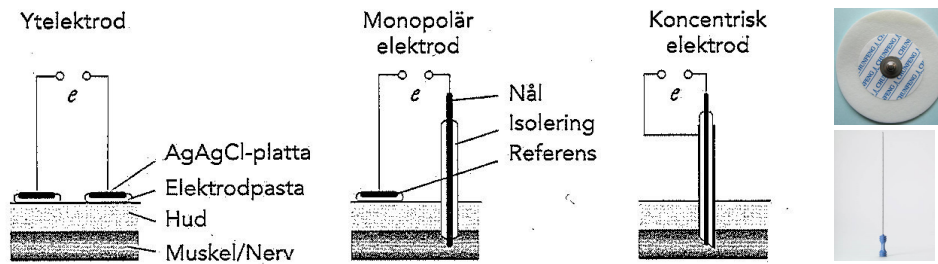
2. Elektroden

I kroppen uppkommer potentialskillnader från nerver och muskelceller.

För att kunna mäta dessa potentialer har en mängd olika elektroder utvecklats. Man brukar normalt dela in elektroderna i två huvudgrupper:

- Nålelektroder
- Ytelektroder

Nålelektroder tillåter att man mäter potentialer på enskilda muskelfibrer och nerver vilket ger en bättre diagnostik men med den uppenbara nackdelen att det ger ett visst obehag för patienten. Ytelektroder klistras eller spänns fast på huden och ger en samlad bild av flera potentialer under elektroden, vilket ger en mer komplicerad tolkningssituation.



Figur 2: Illustrerar olika typer av elektroder. e är uppmätt biopotential. (Från Jacobsson, "Medicin och Teknik", 2006, 5, s 153.)

Ytelektroden är beroende av god kontakt mot huden för att kunna detektera den svaga signalen från kroppen. Man applicerar oftast en elektriskt ledande gel eller pasta, som består av en elektrolyt, t ex koksalt (NaCl), mellan elektrod och hud. I skiktet mellan elektrod och pasta måste ett utbyte av joner ske. Om detta skikt inte tillåter utbyte blir de båda sidorna laddade, dvs en polarisering sker. Polariseringen ger en negativ påverkan på mätsignalen. Man kan likna skiktet vid en behållare som måste fyllas upp innan signalen kan passera. Ju mindre behållare desto snabbare passage. Det material som oftast används vid tillverkning av ytelektroder är silver täckt med en silverklordlösning, sk Ag/AgCl -elektrod. Denna kombination används för att den lätt utbyter joner med elektrodpastan. Därmed kan de elektriska signalerna i kroppen överföras till mätinstrumentet t ex en EKG-apparat.

Det material som används vid tillverkning av nålelektroder är oftast silver, guld eller platina. Det finns också modeller där man använder en glaskapillär fylld med en elektrolytlösning. En glaskapillär ger en direkt koppling mellan elektrod och vävnad. Spänningen som kan mätas med hjälp av elektroderna ligger i storleksordningen 10 mikroVolt ($0,00001\text{V}$) till 10 milliVolt ($0,01\text{V}$).

3. Förstärkning

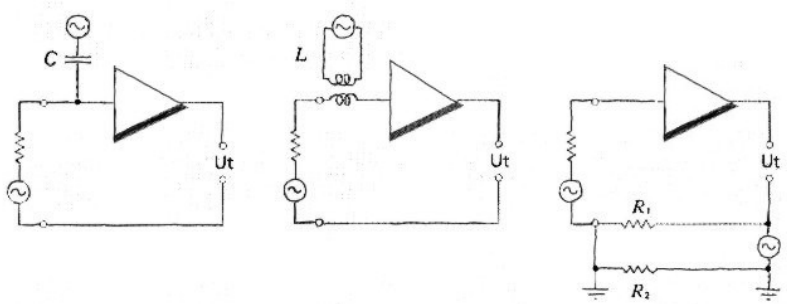
Registrering av biopotentialer kräver speciell förstärkarteknik pga kroppens elektriska egenskaper samt signalernas låga amplitud. Eftersom den uppmätta signalen har en låg amplitud samt att signalkällan (elektroderna) har ett högt motstånd krävs en låg belastning (lågt strömuttag) av signalkällan. I annat fall fås ett stort spänningsbortfall över elektroderna, vilket leder till ett mätfel. Förstärkare som används för registrering av biopotentialer bör därför ha mycket hög ingångsresistans.

4. Filtrering

När man mäter signaler ifrån människokroppen uppstår en hel del problem eftersom signalerna är så små. Typiska problem som uppstår är internt brus (från elektroniken) och externa störningar (elektroniska och magnetiska fält i vår omgivning). Eftersom den bioelektriska signalens amplitud många gånger är liten i förhållande till störningarnas amplitud kommer signalen att "drunkna" i brus och störningar.

Störningar (en icke önskvärd signal) i en bioelektrisk signal kommer man aldrig ifrån helt och hållet men de kan dämpas om mätningarna görs på rätt sätt. De externa störningarna brukar delas in i kapacitiva störningar (uppkommer genom en elektrostatisk koppling mellan strömförande ledningar i närheten och mätledningarna) och induktiva störningar (uppstår genom att magnetiska fält går igenom mätledningarna) samt resistiva störningar (uppstår vid felaktig jordning, vilket leder till

en ström i jordslingan som inte är önskvärd). Figuren nedan illustrerar dessa fenomen.

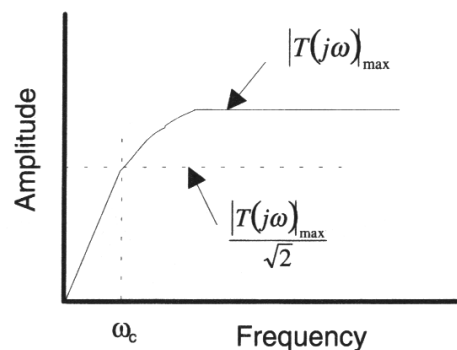
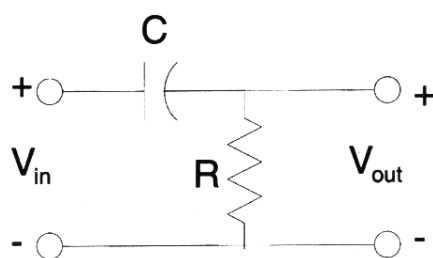


Figur 3: Olika typer av störningar som kan uppkomma vid en praktisk mätsituation.

Så vad kan man då göra åt detta problem? Det första man kan göra är att ha ett längre avstånd mellan strömförande kablar och mätkablarna. Lägg aldrig strömförsörjningskablar och mätkablar i ett mätsystem i samma bunt. Vidare används tvinnade och skärmade mätkablar. Tvinnade mätkablar reducerar induktiv samt kapacitiv störning och skärmade kablar reducerar kapacitiv störning. Det är dock praktiskt omöjligt att ta bort alla typer av störningar bara genom att använda rätt sorts kablar. Därför måste man också använda sig av elektroniska filter i ett mätsystem, för att ytterligare dämpa störningarnas storlek.

Filter byggs upp med hjälp av komponenter så som resistorer, kondensatorer och spolar, och genom att kombinera dessa komponenter på lämpligt sätt kan vi skapa filter med olika egenskaper.

I figur 4 ser vi exempel på uppkopplingen respektive filteregenskapen för ett högpasfilter, ett filter som tar bort låga frekvenser. I figur 4b är filtrets brytfrekvens ω_c markerad, det vill säga den frekvens vid vilken signalens amplitud är lika med den maximala signalamplituden dividerat med $\sqrt{2}$. Filtret låter alla frekvenser i signalen med högre frekvenser än brytfrekvensen passera, medan det dämpar frekvenser som är lägre än brytfrekvensen.



a)

b)

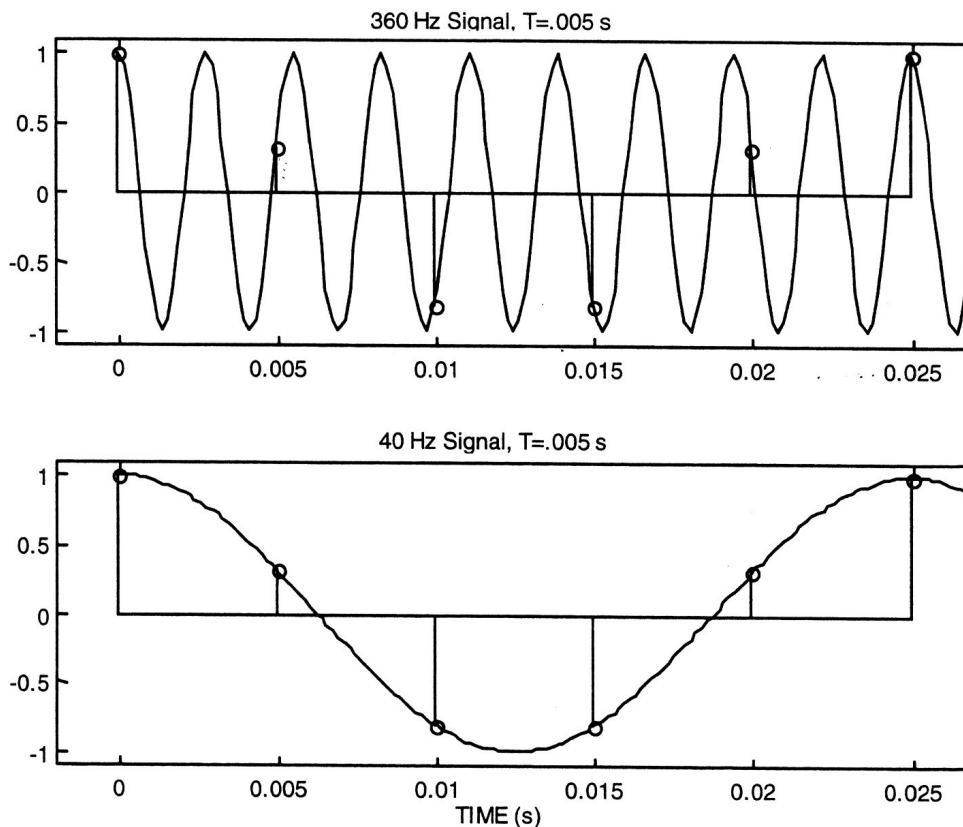
Figur 4: Kopplingsschema (a) respektive filteregenskap (b) för ett högpasfilter.

5. Analog till digital-omvandling

Vid omvandlingen från analoga till digitala signaler finns det ett par saker som man måste ta i beaktning. Eftersom sampel "plockas ut" från den ursprungliga signalen med jämna tidsintervall, är det viktigt att tänka på vilken samplingsfrekvens man använder sig av. Som grundregel gäller Nyquists teorem.

$$F_{\text{sampling}} > 2 \cdot F_{\text{signal}}$$

Man måste använda en samplingsfrekvens som är minst 2 gånger större än den största frekvenskomponent som ingår i signalen. Om denna regel frångås kan man råka ut för aliaseffekter. Den signal som återskapas är då inte densamma som den ursprungliga, utan istället en signal med lägre frekvens (se figur 5 nedan). Vanligen samplas bioelektriska signaler med en hastighet 5-10 gånger högre än den högsta ingående frekvenskomponenten för att undvika dessa effekter.

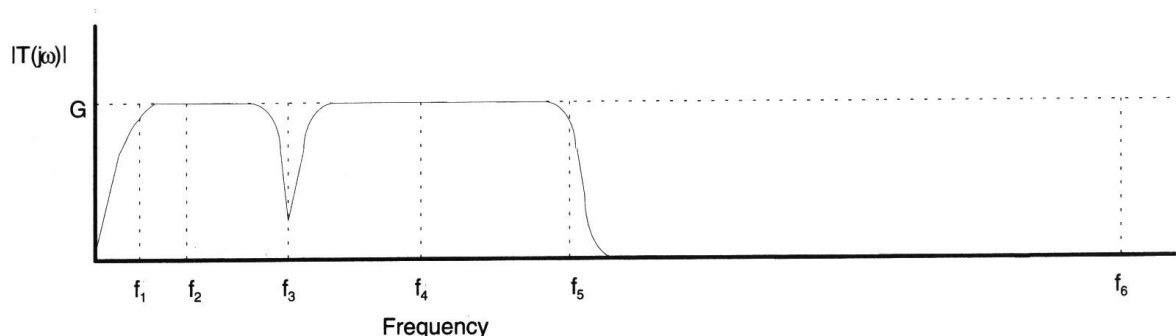


Figur 5: Exempel på det resultat som kan erhållas om en signal samplas med för låg samplingsfrekvens. Den återskapade signalen i den undre bilden har en lägre frekvens än den ursprungliga.

Figur 6: Övervakningsmonitor

Ett praktiskt exempel

I figur 7 ser vi ett exempel på hur mätsignalen ifrån en EKG-mätning filtreras innan den AD-omvandlas. Ett lågpasfilter med brytfrekvens högre än de intressanta frekvenskomponenterna appliceras efter förstärkarsteget och eliminerar då alias-effekterna samt minskar mängden högfrekvent brus. För att aliaseffekterna ska elimineras helt måste samplingsfrekvensen vara högre än två gånger lågpasfiltrets brytfrekvens. För att minska effekterna av elnätets påverkan på systemet sätter man ofta in ett bandstopppfilter som dämpar frekvenskomponenter kring 50 Hz. En annan vanlig åtgärd vid EKG-mätning är att applicera ett högpasfilter för att ta bort drift i signalen. EKG-signalen hamnar då snyggt och prydligt längsefter noll-linjen på monitorn.



Figur 7: Diagram över filtersteg vid EKG-mätning. Ett högpasfilter tar bort drift och frekvenser lägre än f_1 , ett bandstopppfilter tar bort nätbrum (50 Hz, f_3) och ett lågpasfilter tar bort frekvenser högre än f_5 för att undvika aliaseffekter och minska högfrekvent brus. Samplingsfrekvensen är f_6 . Området mellan f_2 och f_4 är det intressanta signalområdet.

Beroende på vilken biopotential man vill mäta måste man anpassa mätsystemets förstärkning och filtrering efter biopotentialens egenskaper. Det är därför viktigt att känna till den bioelektriska signalens amplitud- och frekvensomfång. Tabell 1 visar de vanligaste biopotentialernas egenskaper.

Parameter sensor location	Voltage range	Frequency range (Hz)
Electrocardiography (ECG) Skin electrodes	0.5–4 mV	0.01–250
Electroencephalography (EEG) Scalp electrodes	5–200 μ V	DC–150
Electrogastrography (EGG) Skin–surface electrodes	10–1000 μ V	DC–1
Stomach–surface electrodes	0.5–80 mV	DC–1
Electromyography (EMG) Needle electrodes	0.1–5 mV	DC–10,000
Electrooculography (EOG) Contact electrodes	50–3500 μ V	DC–50
Electroretinography (ERG) Contact electrodes	0–900 μ V	DC–50
Nerve potentials Surface or needle electrodes	0.01–3 mV	DC–10,000

Tabell 1: Exempel på signaler som ofta mäts inom sjukvården.