

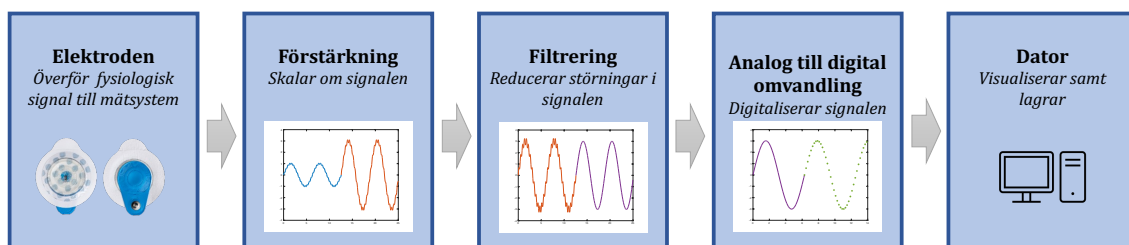
# Mätning av biopotentialer

TILL DETTA DELMOMENT REKOMMENDERAS SIDORNA 152-160 I KURSBOKEN.

## 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 hjälp av aktionspotentialer, dvs. förflyttningar av joner (som bär med sig elektrisk laddning). Nervimpulser och muskelsammandragningar genererar en mängd förflyttningar av joner, framför allt natrium- och kloridjoner. Dessa förflyttningar, eller jonströmmar, 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.

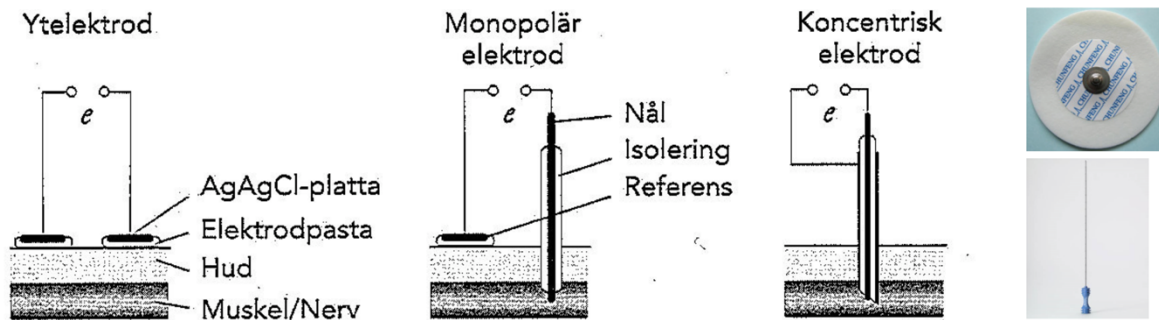
## 2. Elektroden

I kroppen uppkommer potentialskillnader från nerver och muskelceller. För att kunna mäta dessa potentialskillnader har en mängd olika elektroder utvecklats. Man brukar normalt dela in elektroderna i två huvudgrupper:

- Nålelektroder
- Ytelektroder

Nålelektroder sticks genom huden och tillåter att man mäter potentialer på enskilda muskelfibrer och nerver, vilket ger mer lokal och specifik information, och därmed en bättre diagnostik, men med den uppenbara nackdelen att det ger ett visst obehag för patienten. Ytelektroder klistras eller spänns fast utanpå huden och ger en samlad bild av

potentialer från flera muskelfibrer och/eller nerver under elektroden, vilket leder till 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. Med hjälp av sprit tvättar man bort smuts och fett från huden som annars kan skapa oavsiktlig "isolering" mellan huden och elektroden. Man applicerar sedan oftast en elektriskt ledande gel eller pasta, som består av en elektrolyt, t ex koksalt (NaCl), mellan elektroden och huden. 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. En sådan polarisering ger en negativ påverkan på mätsignalen. Man kan likna detta skikt vid en kanal som måste fyllas upp (med joner) innan signalen kan passera. Ju mindre denna kanal är desto snabbare kan signalen passera. Det material som oftast används vid tillverkning av ytelektroder är silver täckt med en silverkloridlösning, en så kallad 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 varianter där man använder en glaskapillär (ett mycket tunt glaströr) fylld med en elektrolytlösning. En glaskapillär ger en direkt koppling mellan elektrod och vävnad. Potentialskillnaden (spänningen) som kan mätas med hjälp av elektroderna ligger i storleksordningen 10 mikroVolt (0,00001V) till 10 milliVolt (0,01V).

### 3. Förstärkning

Registrering av biopotentialer kräver speciell förstärkarteknik på grund av kroppens elektriska egenskaper, samt signalernas låga amplitud (styrka). Eftersom den uppmätta signalen har en låg amplitud, samt att signalkällan (kontakten mellan elektroderna och kroppen) har ett högt elektriskt motstånd, krävs en låg belastning (lågt strömutfog) av signalkällan vid mätningen. I annat fall blir det ett stort spänningsfall i elektroderna, vi "tappar" en stor del av signalen, vilket leder till ett mätfel. Förstärkare som används för registrering av biopotentialer bör därför ha mycket hög ingångsresistans, vilket leder till att endast en liten ström kommer avledas från kroppen (medan vi kan bibehålla potentialen).

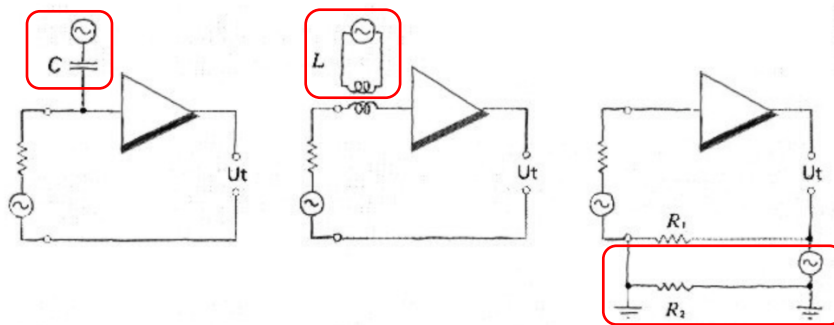
## 4. Filtrering

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 som påverkar mätningen). Eftersom den bioelektriska signalens amplitud många gånger är liten i förhållande till störningarnas amplitud kan signalen "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 tre typer:

- **kapacitiva störningar** uppkommer genom en elektrostatisk koppling mellan mätledningarna och andra strömförande ledningar i närheten
- **induktiva störningar** uppstår genom att magnetiska fält går igenom mätledningarna
- **resistiva störningar** uppstår vid felaktig jordning, vilket leder till en ström i jordslingan som inte är önskvärd.

Figuren nedan illustrerar dessa fenomen.



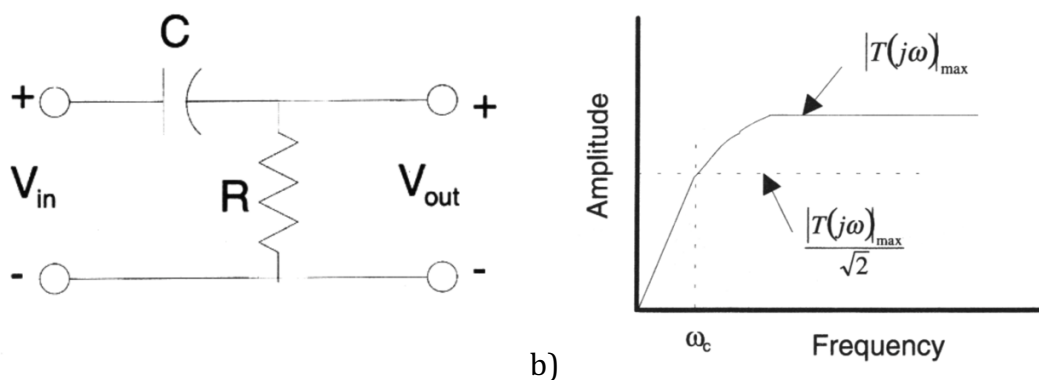
Figur 3: Olika typer av störningar som kan uppkomma vid en praktisk mätsituation (från vänster till höger i samma ordning som listan med typer av störningar ovan). "Källan" till respektive störning är inringad i rött.

Störning som härstammar från elnätet kallas ibland "nätbrum" eller "50Hz-brus", då vårt elnät har en frekvens på just 50 Hz. En sådan störning kan vara antingen kapacitiv eller induktiv och kan störa signalen via strömförande kablar, men även t.ex. via vissa (framförallt äldre) bildskärmar eller lysrör.

Så vad kan man då göra åt detta problem? Felaktig jordning undviks genom korrekt konstruerade system, som kontrolleras och testas med jämna mellanrum, detta är också viktigt ur en säkerhetssynpunkt. En annan viktig aspekt är att ha ett ordentligt avstånd mellan strömförande kablar och mätkablarna. Man bör aldrig lägga strömförsörjningskablar och mätkablar i ett mätsystem i samma bunt eller i direkt anslutning till varandra. Man använder också 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 elektriska komponenter 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 filteregenskaper för ett högpasfilter, ett filter som tar bort låga frekvenser. I figur 4b är filtrets brytfrekvens  $\omega_c$  markerad, detta är den frekvens vid vilken signalens amplitud (efter filtrering) är lika med den maximala signalamplituden dividerat med  $\sqrt{2}$ . Filtret låter alla frekvenser i signalen med högre frekvenser än brytfrekvensen passera (med minimal dämpning), medan det dämpar frekvenser som är lägre än brytfrekvensen. Utöver högpasfilter finns också lågpasfilter som istället dämpar höga frekvenser, bandpassfilter som endast tillåter frekvenser inom ett visst intervall ("band") att passera, samt bandstopppfilter som dämpar (stoppas) frekvenser inom ett visst intervall. På sista sidan i detta kompendium finns ett praktiskt exempel på hur filtrering kan tillämpas vid en EKG-mätning för att minska störningar i signalen.



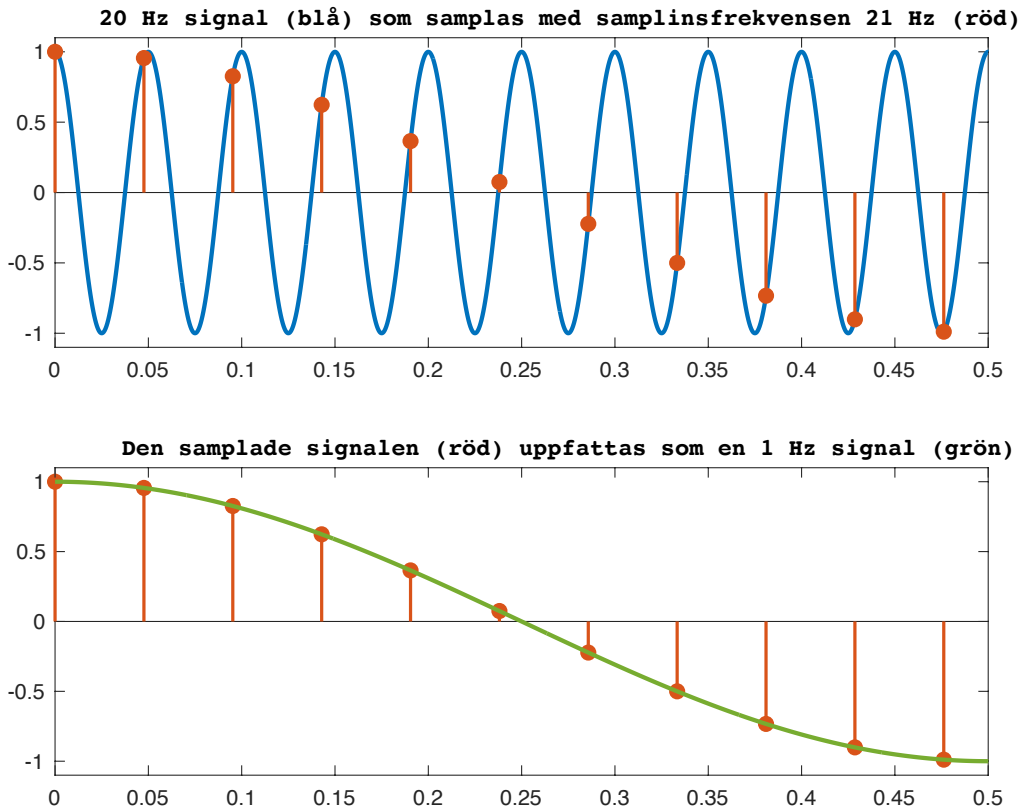
Figur 4: Kopplingsschema (a) respektive filteregenskap (b) för ett högpasfilter.

## 5. Analog till digital omvandling (AD-omvandling)

Signalen som mäts med en elektrod är analog, om den användes för att rita upp mätresultatet på papper så skulle det bli en kontinuerlig kurva av signalens förändring över tiden. Men för att få ut specifika värden från en analog signal så behöver vi "läsa av" kurvan, vi behöver översätta den till en digital signal, som har distinkta värden vid diskreta tidpunkter. Vid omvandlingen från analoga till digitala signaler finns det ett par saker som man måste ta i beaktning. Eftersom sampel (värden) "plockas ut" från den ursprungliga signalen med jämna tidsintervall, är det viktigt att tänka på vilken samplingsfrekvens man använder sig av, alltså hur ofta vi plockar ut värden (högre frekvens innebär kortare tidsintervall). Som grundregel gäller Nyquists teorem:

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

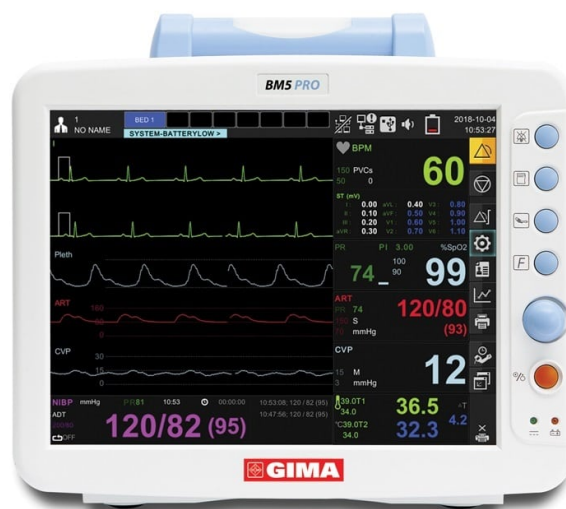
Detta teorem innebär att man måste använda en samplingsfrekvens som är minst 2 gånger större än den största frekvenskomponent (högsta frekvens) som ingår i signalen man mäter. Om denna regel frångås kan man råka ut för aliaseffekter. Den digitala signal som återskapas är då inte densamma som den ursprungliga,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



Figur 5: Exempel på det resultat som kan erhållas om en signal samplas med för låg samplingsfrekvens (varje röd punkt motsvarar ett sampel). Den återskapade signalen i den undre bilden har en lägre frekvens än den ursprungliga.

## 6. Dator

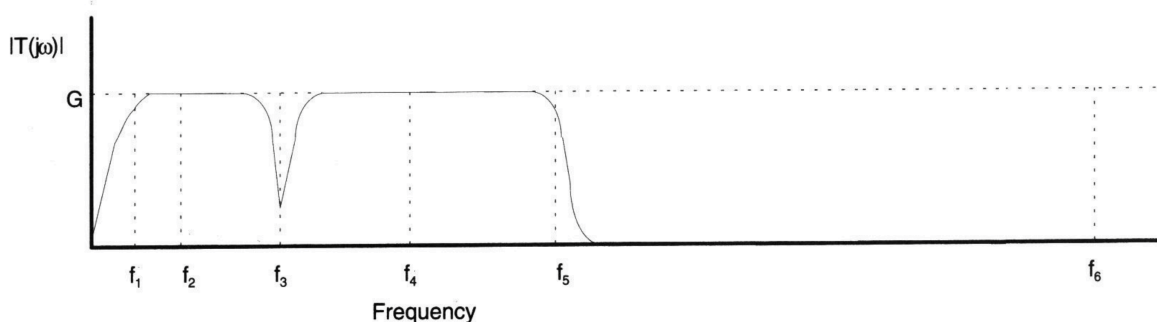
När signalen slutligen har förstärkts, filterats samt digitaliserats är den redo för bearbetning i en dator. Sådan bearbetning kan omfatta visualisering (via monitor), lagring, analys etcetera. Ett exempel på detta är övervakningsmonitorer som analyserar och visualiserar bland annat EKG, andningsfrekvens och syremättnad.



Figur 6: Exempel på en övervakningsmonitor.

## Exempel på praktisk tillämpning

I figur 7 ser vi ett exempel på hur mätsignalen från en EKG-mätning filtreras innan den AD-omvandlas. Ett lågpasfilter med brytfrekvens högre än de intressanta frekvenskomponenterna appliceras efter förstärkarsteget och eliminerar då potentiella aliaseffekter, samt minskar mängden högfrekvent brus. För att aliaseffekterna ska elimineras helt måste samplingsfrekvensen vid AD-omvandlingen 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 (att signalens baslinje långsamt förskjuts). 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 vid AD-omvandlingen och minska högfrekvent brus. Samplingsfrekvensen vid AD-omvandlingen är  $f_6$  (drygt dubbelt så hög som  $f_5$ ). Området mellan  $f_2$  och  $f_4$  är det intressanta signalområdet (man måste alltså vara medveten om att det kan vara ett bortfall av signal med frekvens på ca 50 Hz i detta fall).

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.

Tabell 1: Exempel på signaler som ofta mäts inom sjukvården och deras typiska amplituder och frekvenser.

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 $\mu$ V	DC–150
Electrogastrography (EGG) Skin–surface electrodes	10–1000 $\mu$ 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 $\mu$ V	DC–50
Electroretinography (ERG) Contact electrodes	0–900 $\mu$ V	DC–50
Nerve potentials Surface or needle electrodes	0.01–3 mV	DC–10,000