

# Introduktion til elektromyografi

Jens E. Wilhjelm, Martin Kristensson & O. Trier Andersen

Ørsted•DTU, Ørstedes Plads, Bygning 348

Danmarks tekniske universitet

2800 Kgs. Lyngby

(Ver. 1.2 25/8/09) © August 2005 - 2006, by J. E. Wilhjelm & O. T. Andersen

## Forord

Nærværende er skrevet som forelæsningsnoter til kursus 31654 Introduktion til medikoteknik, hvis formål det er at introducere studerende på første semester i studiet Medicin og Teknologi (Med & Tek) til en lille flig af den medikotekniske verden.

Medikoteknik er et overordentlig bredt fagområde, og det introduceres her ved at gå noget i dybden med et enkelt lille område, nemlig forholdet mellem det elektriske signal genereret af en muskel og den tilhørende kraft.

Noterne er delvist baseret på Ole Trier Andersen: Medicinsk Elektronik, DTU, august 1998. Denne skrev i øvrigt i sin indledning af juli 1997-versionen følgende, som jeg vil gøre til vores ord: "Fra de læsere, som måtte falde over tryk- eller andre fejl, som finder visse forklaringer tungt fordøjelige, eller som kunne ønske dette og hint uddybet, håber jeg på tilbagemeldinger i form af kommentarer, kritik og konstruktive forslag."

Nærværende note er forsøgt skrevet i et letforståeligt sprog, og vil nogle steder være en anelse upræcis. Man kan endvidere ikke forvente at al notation og sprogbrug i denne note nøje svarer til den der anvendes i andre kurser.

DTU, august 2009

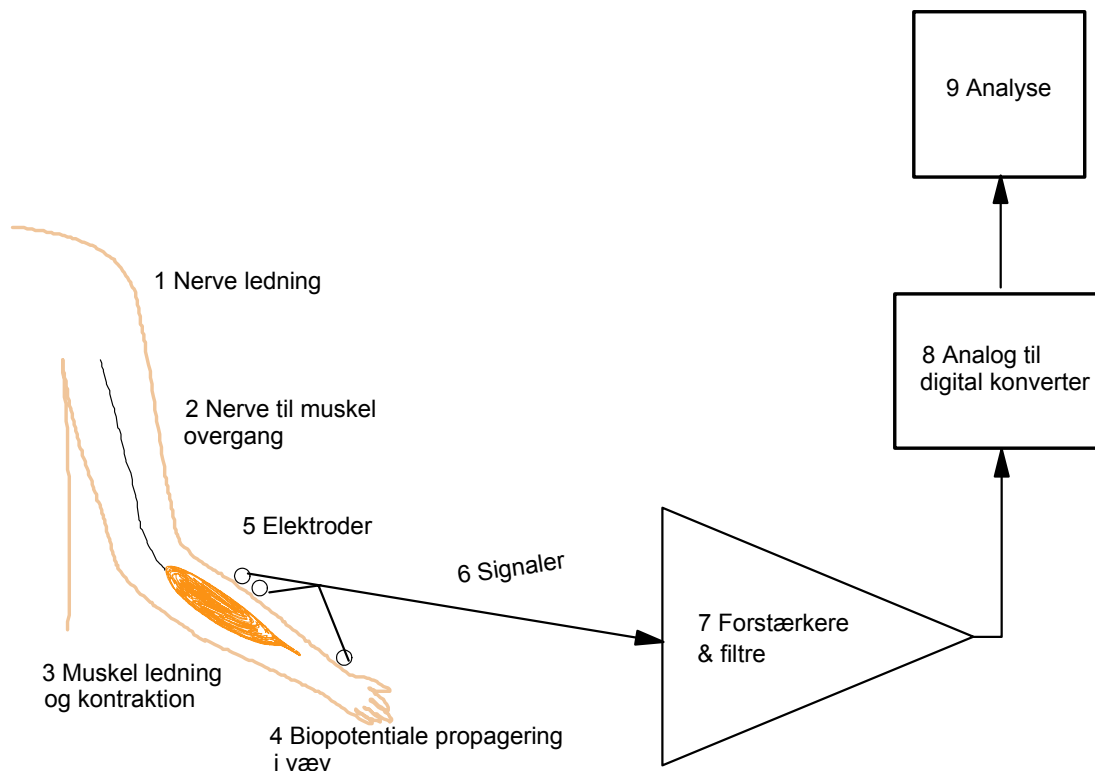
Jens E. Wilhjelm

## 1 Indledning

Medikoteknik er den danske fællesbetegnelse for teknisk udstyr og metoder, der anvendes indenfor sundhedsvæsenet. Den engelske betegnelse, der kommer tættest på er *Biomedical engineering*. Som eksempler kan nævnes medicinsk billeddannelse med CT, MR, PET og ultralyd, pacemakere, hjerte-lunge-maskiner, blodgasanalyser og elektroder. Medikoteknik omfatter: 1) udstyr, 2) specifikke fremgangsmåder og 3) viden og erfaringsgrundlag.

I kurset anvendes udstyr, der bruges til at optage elektriske signaler fra kroppen, for eksempel elektromyografi, der registrerer musklernes impulser. Udstyret omfatter elektroder, forstærkere og registreringsudstyr. Fremgangsmåden er beskrevet i guiden til målingerne, som I kan se på kursets hjemmeside. Vidensgrundlaget som beskriver måleresultaterne for raske mennesker og patienter, fremgår af faglitteraturen og i mindre grad af noterne her.

I den medicinske verden anvender man andres viden som grundlag for patientbehandling, og korrekt udførte målinger og databehandling samt omhyggelig rapportering er derfor meget vigtigt for patientens sikkerhed og helbredelse. Formålet med disse noter er at bibringe den baggrundsviden, der er nødvendig for at kunne udføre og rapportere om de forsøg med muskler, der udføres på kurset.



**Figur 1** Oversigt over målesituationen i nærværende kursus. Se tekst for detaljer.

## 2 Oversigt

I figur 1 vises en oversigt over hovedparten af målesituationen i nærværende kursus. Målingen går ud på at registrere det elektriske signal der genereres af en muskel, når denne arbejder. Der sker følgende: Hjernen sender signaler via nerverne til musklen (1) med henblik på at få denne til at trække sig sammen. Signalerne løber fra nerven via en synapse til musklen (2). I musklen løber signalerne videre langs muskelfibrene (3); dette medfører at musklen trækker sig sammen og at et ret kraftigt ionsignal vandrer væk fra musklen (4). Dette kan opfanges med elektroder placeret på huden lige over musklen (5). Elektrodesignalet (6) forstærkes, filtreres (7), digitaliseres (8) og analyseres slutteligt i en computer (9).

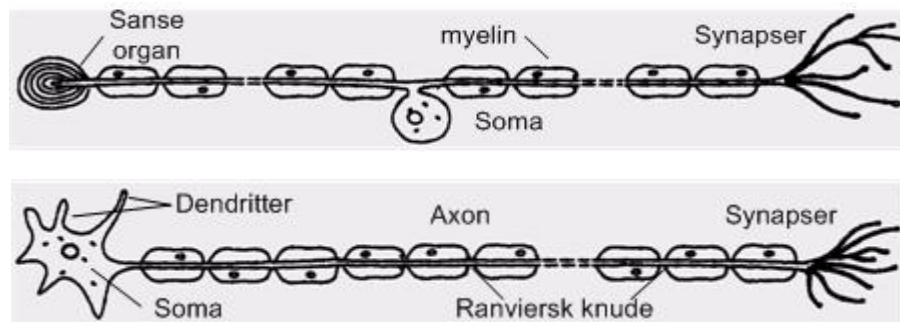
For at kunne gennemføre og senere rapportere om denne måling, kræves et vist kendskab til de indgående aspekter og komponenter. Det er denne notes opgave at bibringe viden om en del af disse. I nogle tilfælde vil noten være rimeligt dybtgående, mens den i andre tilfælde vil være generel eller endda overfladisk og henviser til litteraturen eller de andre kurser der følges på samme semester på Med&Tek.

I det følgende gennemgås teorien nogenlunde i figur 1s rækkefølge.

## 3 Nerver og muskler

### 3.1 Nervernes anatomi

Menneskets nervesystem indeholder af størrelsesordenen  $10^{11}$  nerveceller. Anatomisk opdeles nervesystemet i to dele: det centrale eller cerebrospinale nervesystem (CNS), bestående af hjerne og rygmarg, og det perifere nervesystem (PNS). En anden opdeling, som går på tværs af den anatomiske opbygning, beror på funktionen af systemets elementer. Her deler man i øverste niveau nervesystemet op i det somatiske system og det autonome system.



**Figur 2** Sensorisk og motorisk nervecelle.

Til det somatiske system hører de nerveceller, der vedrører sanserne (sensoriske nerveceller eller receptorneuroner) og de motoriske nerveceller (motorneuroner) der styrer skeletmuskulaturen.

Det autonome system omfatter de dele af systemet, der unddrager sig viljens kontrol, såsom nerveceller der vedrører kredsløbet eller fordøjelsessystemet (autonom = selvstyrende). Det autonome system består af to undersystemer, det sympatiske og det parasympatiske system. De er antagonistiske, det vil sige deres virkninger på et givet organ er modsat rettede. Den øjeblikkelige status af for eksempel kredsløbet (blodtryk, kontraktion af arteriolernes karvægsmuskulatur med videre) bestemmes således ved et kompleks af ligevægtstilstande mellem påvirkninger fra det sympatiske og det parasympatiske system. Hovedfunktionen er, at den sympatiske nerveaktivitet gør personen årvågen eller kampberedt, idet for eksempel hjertefunktionen fremmes og tarmfunktionen hæmmes, hvorimod parasympatisk nerveaktivitet hæmmer hjertefunktionen og fremmer tarmfunktionen, det vil sige hensætter personen i en sløv og afslappet tilstand.

Hvad systemstrukturen og -organisationen angår henvises til litteraturen (for eksempel [6]). Vi skal i dette afsnit se på mikrostrukturen, den enkelte nervecelle og de tilhørende koblingselementer, dels for at etablere en baggrund for forståelse af den klinisk neurofysiologiske måleteknik, og dels for at få et overblik over, hvorledes signaltransmissionen foregår i systemet (signaltyper, kodning med videre).

En nervecelle består af et cellelegeme, *soma*, som indeholder cellekerne, celleplasma og en eller flere udløbere. I figur 2 er skitseret to forskellige typer af nerveceller. Figuren er stærkt fortegnat. Den lange udløber kan for eksempel være 1,5 m lang, og en typisk diameter er på få mikrometer.

Den øverste sensoriske nervecelles funktion er at føre information fra et trykfølsomt organ (Pacini-legeme) til det centrale nervesystem, hvorfor den betegnes en afferent celle (latin: *affere* = bære til). Cellens soma vil typisk være placeret i rygmarven. Udløberne forgrener sig i centralnervesystemet og ender i et antal kontaktpunkter, *synapser*, hvor informationen overføres til andre nerveceller.

Den motoriske nervecelle fører information fra centralnervesystemet til en eller flere muskelceller og betegnes derfor en efferent nervecelle (latin: *effere* = bære fra). De korte udløbere fra soma betegnes dendritter og den lange udløber et axon. Nerve til muskelkontakten sker for enden af axonet gennem såkaldte *endeplader*.

Begge de viste celler er myeliniserede, det vil sige axonerne er omviklet af myelinsker, et isolerende lag af protein- og fedtvæv dannet af specielle celler, Schwannske-celler. Disse celler, hvis længde kan være for eksempel 1 mm, er adskilt af Ranvier-knuder, 0,1-10  $\mu\text{m}$  lange. En stor del af de nerveceller der tilhører det autonome system er umyeliniserede.

Ved en *neurit* forstås nervecellens udløber, axonet, med Schwann-celler. De fleste neuritter i det perifere nervesystem er samlet i tætpakkede bundter, såkaldte fasikler med flere lag af bindevæv. En *nerve* indeholder oftest flere fasikler, adskilt af løst bindevæv, samt eventuelt enkelte blodkar.

### 3.2 Axonet som transmissionslinie

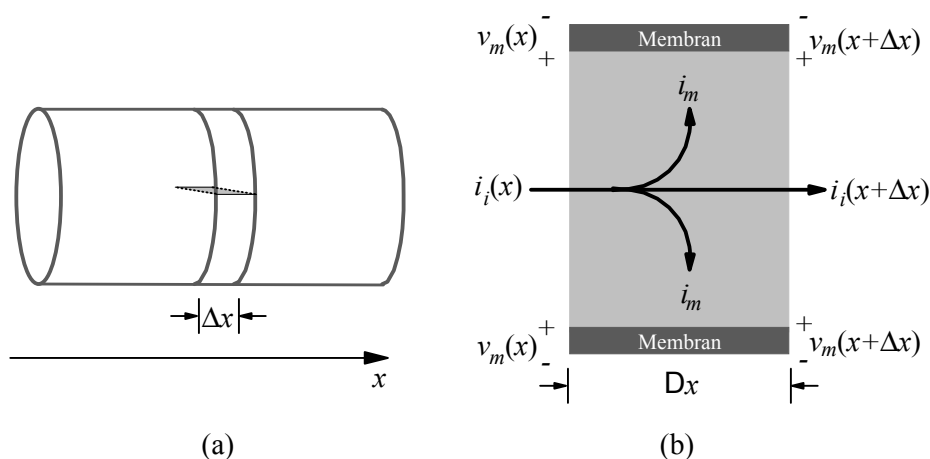
Med henblik på at belyse de elektriske egenskaber af nervecellens udløber betragtes indledningsvis et myeliniseret axon, som tænkes dissekeret og anbragt i en fysiologisk saltvandsopløsning eller Ringer-væske<sup>1</sup> (med omtrent samme ledningsevne som det væv, der omgiver axonet *in vivo*).

Axonet kan betragtes som et cylindrisk rør, dannet af en isolerende membran, og indeholdende en ledende væske, intracellulær væsken eller neuroplasmaet. Sammenlign det eventuelt med det runde paprør fra en køkkenrulle, hvor pappet er membranen.

Der opstilles nu en simpel elektrisk model i figur 3, gældende for et (passende lille) axonsegment af længden  $\Delta x$ . Modellen for hele axonet bliver således en kæde af sådanne led. Betragt det lille axonsegment som en mønt. I denne "mønt" betragtes et tværsnit som vist på figur 3a i lysegråt. Dette er vist set fra oven i figur 3b.

Antag nu, at der løber en strøm ind i møntens flade,  $i_i(x)$ . Denne strøm vil fordele sig i to, een der løber ud gennem membranen (møntens kant),  $i_m$ , (hele vejen rundt) og en der løber inde i intracellulær væsken (møntens indre) og videre til det næste element (den næste mønt),  $i_i(x+\Delta x)$ . Disse to strømme møder hver sin elektriske modstand:

- $i_m$  vil møde en elektrisk modstand i membranen, som består af et dobbeltlag af fedtmolekyler med indlejrede proteinmolekyler. Membranen har en tykkelse på cirka 5 nm og har derfor en relativ stor kapacitet af størrelsesordenen  $1 \mu\text{F}/\text{cm}^2$ . Imidlertid er membranen permeabel for visse ioner, hvilket betyder, at der til kapaciteten hører en vis ledeevne. Den samlede elektriske modstand er altså en kondensator i parallel med en resistiv modstand.
- Strømmen på langs inden i axonet,  $i_i$ , vil møde en modstand pr. længdeenhed lig med resistiviteten divideret med tværsnitsarealet.



**Figur 3** Stump af et axon med illustration af de indgående strømme. (a) viser et udsnit af et axon med angivelse af et lille delement med længden  $\Delta x$ . I dette delement betragtes et vandret tværsnit, skraverteret i lysegråt. (b) viser dette tværsnit set fra oven. Til venstre er spændingen over membranen  $v_m(x)$ . På grund af strømmene på langs af axonet ( $i_i$ ) og ud gennem membranen ( $i_m$ ), vil spændingen på den højre side blive  $v_m(x+\Delta x)$ .

1. Ringervæske er en vandig opløsning, som med hensyn til saltkoncentrationer ligner blodplasma. Den indeholder 8,6 g NaCl, 0,3 g KCl og 0,33 g CaCl<sub>2</sub> pr. liter H<sub>2</sub>O.

Strømmen der løber er i alle tilfælde en ionstrøm, hvor ioner fysisk flytter sig (en lille smule), i modsætning til en elektrisk strøm i en metalledning, hvor det er elektroner ( $e^-$ ) der flytter sig (en lille smule).

I elektrisk notation bruges følgende betegnelser (vist i samme rækkefølge som de forekom ovenfor):

$v_m$  [V] spændingen over membranen, regnet positiv indad

$C_m$  [F] membranens kapacitet

$R_m$  [ $\Omega$ ] membranens afledningsmodstand

$R_i$  [ $\Omega$ ] intracellulær væskens modstand.

Følgende opgave giver en ide om værdierne:

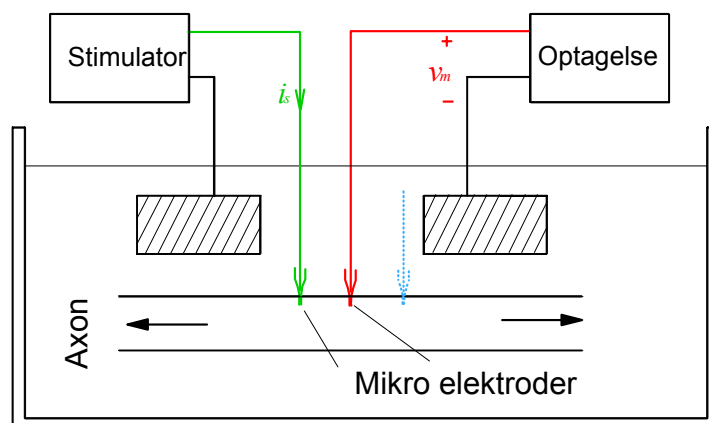
**Opgave 1** For et axon fra en tiarmet blæksprutte (et af neurofysiologernes foretrukne forsøgsdyr, særlig på grund af dens tykke umyeliniserede axoner) gælder følgende data<sup>[8]</sup>: Diameter 0,5 mm, membranmodstand  $700 \Omega\text{cm}^2$  (svarende til fladekonduktansen  $1/700 \text{ S/cm}^2$ ), membrankapacitet  $1 \mu\text{F/cm}^2$  og resistivitet af intracellulær væsken  $30 \Omega\text{cm}$ . For et axonelement  $\Delta x$  på 1 mm udregnes med brug af elementets areal og omkreds:  $R_m$ ,  $C_m$  og  $R_i$ . Svaret findes i Appendix.

Det skal bemærkes, at modellen i figur 3 er for primitiv til at rumme alle nervemembranens egenskaber. Den må udelukkende opfattes som en såkaldt *småsignalmodel*, således at  $v_m$  kun udviser små afvigelser fra en hvilespænding (som beskrives senere). Hvis  $v_m$  overstiger cirka 20 mV, ændres membranens parametre drastisk, idet den “går i aktion” og frembringer et såkaldt aktionspotential (mere herom senere).

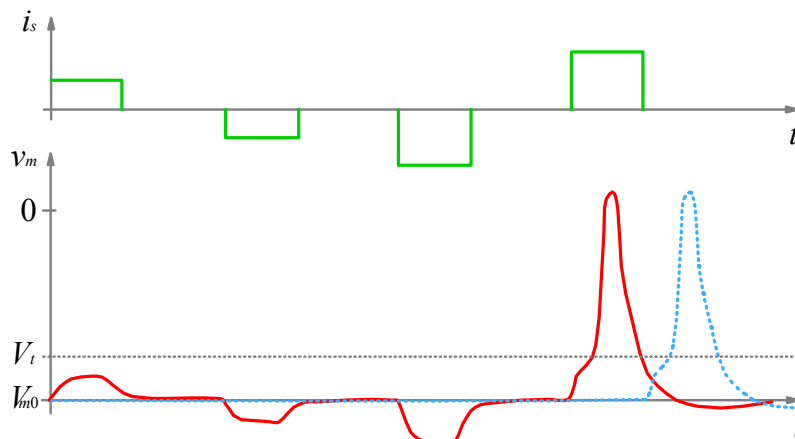
Anvendelse er derfor begrænset til stimulationsovervejelser, det vil sige påvirkning af membranen med henblik på frembringelse af et aktionspotential (men altså ikke til at se hvordan aktionspotentialet opfører sig). Tænkes for eksempel en strøm påtrykt membranen på tværs, kan man vise, at membrankapaciteten  $C_m$  blive opladet med en tidskonstant givet ved  $R_m C_m$ . Tallene fra blæksprutteaxonet giver 0,72 ms. For pattedyr er tidskonstanten noget større, cirka 4 ms; men i begge tilfælde ses tidskonstanten at være væsentlig kortere end halvperioden af en 50Hz vekselstrøm, det vil sige netfrekvensen er (beklageligt) velegnet til at frembringe nervestimulation og dermed muskelkramper (gennemgås i forelæsningen om elektrisk sikkerhed).

Følgende opgave tjener til at vurdere udbredelsehastigheden:

**Opgave 2** Et groft overslag over udbredelsehastigheden af en spændingsimpuls langs axonet kan fås ved at betragte ét led af kæden som vist på figur 3b. Strømmen der løber ind, skal “oplade” membranen, som i elektrisk terminologi er en kondensator. Denne opladning sker gennem væsken



**Figur 4** Opstilling ved stimulation af axon.



**Figur 5** Respons ved små og større stimulationstrømme. Øverst er vist stimulationsstrømmen gennem elektroden. Nederst er vist den resulterende membranspænding. Den stiplede blå kurve fås, hvis den røde elektrode i figur 4 erstattes af den stiplede blå.

inden i axonen, hvorfor denne væske her fungerer som en modstand. Så rent elektrisk er der tale om opladning af kapaciteten  $C_m$  via seriemodstanden  $R_i$ . Dette kan vises at ske med en tidskonstant  $C_m R_i$ . Sæt hastigheden lig med  $\Delta x / (C_m R_i)$ . Brug membrandata fra eksemplet ovenfor og sæt diameteren lig med 0,5 mm (blæksprutteaxon), 50  $\mu\text{m}$  (muskelfiber) og 2  $\mu\text{m}$  (tyndt axon fra pattedyr). Svaret findes i appendix.

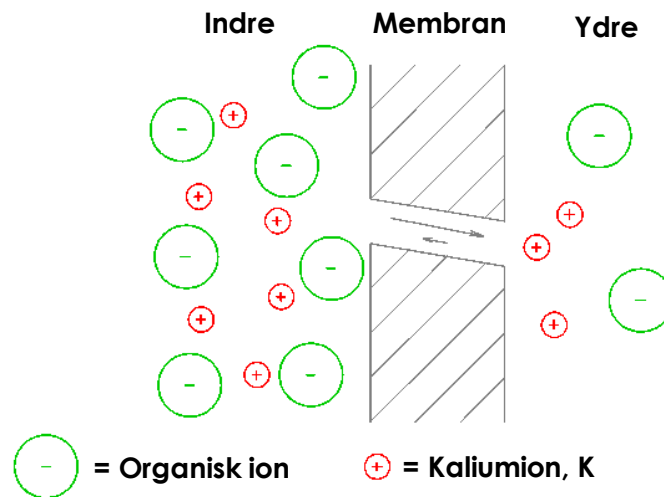
Til undersøgelse af, hvordan en stimulation udbreder sig i axonets længderetning kan opstillingen i figur 4 anvendes. Det elektroniske udstyr, strømgenerator og registreringsforstærker, er bragt i ledende forbindelse med axonets indre via et par mikropipetter (med elektroder indeni). Stimulationstrømmen  $i_s$  regnes, som det fremgår af figuren, positiv ind gennem pipetten og *ud gennem membranen*.

Eksperimentelt kan med opstillingen i figur 4 registreres spændingsforløb som vist i figur 5 nederst, når optageelektroden placeres tæt på strømelektroden. Flyttes optageelektroden til en afstand på for eksempel 50 cm (stiplet blå i figurerne 4 og 5), fås der intet mærkbart respons fra de første tre strømimpulser. Kun den sidste positive og kraftige strømimpuls frembringer en spændingsimpuls af samme form som den sidste af de fire i figur 5, men med en vis forsinkelse efter stimulationen.

Svaret på de første tre strømimpulser er som forventet ud fra modellen: et tilnærmet eksponentielt forløb på for- og bagkant, og ingen spændingsændring på den fjerne elektrode på grund af dæmpningen. Men herudover kan iagttages tre fænomener, som småsignalmodellen ikke kan redegøre for:

1. I upåvirket tilstand måles et elektrisk potential, hvilepotentialet  $V_{m0}$  over membranen af størrelsen -60 mV til -90 mV, afhængig af celletype og dyreart. Bemærk polariseringens fortegn: negativ på membranens inderside.
2. Når stimulationsstrømmen tvinger  $v_m(t)$  op over en vis tærskelværdi  $V_t$ , stiger  $v_m(t)$  brat mod nul (depolariseres), bliver kortvarigt positiv og vender tilbage til det stabile niveau (repolariseres). Forløbet efterfølges af et lille "undersving" (hyperpolarisation).
3. I en vis afstand fra stimulationselektroden genfindes det beskrevne kompleks i uændret form og amplitude, blot med en vis forsinkelse.

Komplekset, der betegnes et *aktionspotential*, afspilles inden for cirka 1 ms. Dets form og amplitude er uafhængig af stimulationsstrømmen. Altafgørende er, om membranspændingen bringes op over tærskelværdien ("Alt eller intet-loven"). Aktionspotentialet udbreder sig (propagerer) langs axonet i begge retninger fra stimulationselektroden med en endelig hastighed.



**Figur 6** Diffusion via membranpore.

Vi skal i det følgende se nærmere på mekanismen i aktionspotentialets opståen og propagering og herunder afsløre den energikilde, som er nødvendig for at vedligeholde det propagerende aktionspotential udæmpet på trods af de dæmpningsmekanismer ( $R_i$  og  $R_m$ ), der vitterlig findes i transmissionslinien.

### 3.3 Membranpotential

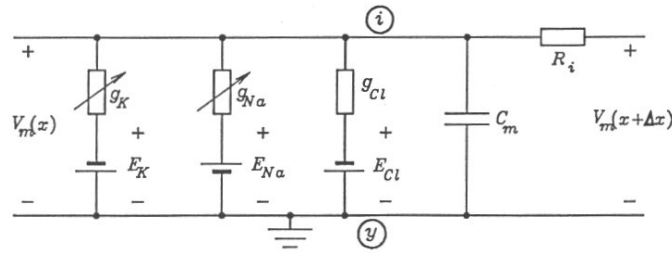
En af de bemærkelsesværdige egenskaber af cellemembranen er, at den er i stand til at opretholde en koncentrationsdifferens mellem inder- og yderside på trods af et vist læk gennem membranen. Ved analyse af væsken på begge sider af den tidligere omtalte blækspruttes axonmembran finder man for eksempel følgende ionkoncentrationer<sup>[8]</sup>:

	$K^+$	$Na^+$	$Cl^-$	
Indre:	400	50	40-100	mmol/l
Ydre:	10	450	540	mmol/l

Forskellene i kalium- og natriumkoncentrationerne skyldes en aktiv iontransport i bestemte proteinmolekylekomplekser, som er indlejret i membranens dobbeltlag af fedtmolekyler, og som betegnes natrium-kaliumpumpen. En sådan transport er naturligvis energikrævende, og energiforsyningen sker her i form af stoffet adenosin-trifosfat, ATP (som fortrinsvis laves i mitokondrierne). Mekanismen i iontransporten er stadig genstand for forskning. Det har vist sig, at der er en vis kobling mellem transporten af de to ioner, idet der ved hydrolyse af ét ATP-molekyle transporteres 3 natriumioner ud og 2 kaliumioner ind. ATP omdannes til adenosin-difosfat, ADP.

Det er de nævnte koncentrationsforskelle, der er ansvarlige for hvilepotential  $V_{m0}$  og den dermed forbundne elektriske ladning, der fungerer som transportsystemets energireservoir. Det følgende, lidt simplificerede eksempel viser, hvordan hvilepotential opstår:

Vi betragter en situation, hvor der inden i axonet kun befinder sig to typer ioner, positivt ladede kaliumioner og et tilsvarende antal organiske anioner. Membranen er permeabel (gennemtrængelig) over for  $K^+$ , men ikke over for de store organiske anioner, se figur 6. Der er ladningsneutralitet, og hvis temperaturen var nul (kelvin), ville potentialforskellen være nul. Ved højere temperaturer optræder Brown'ske bevægelser og dermed en diffusion af  $K^+$  gennem membranens små porer i begge retninger. På grund af koncentrationsforskellene vil der være en nettotransport af  $K^+$ , altså positiv ladning i udadgående retning, hvorved der opbygges et elektrisk felt. Dette felt vil forårsage, at der opstår



**Figur 7** Aktiv analog model for axonsegment  $\Delta x$  baseret på Hodgkin-Huxley-modellen.<sup>[7]</sup> Konduktansen  $g$  repræsenterer det reciproke af modstanden,  $R$ .

driftstrøm i modsat retning af nettodiffusionsstrømmen, og der vil således etableres en ligevægtssituation med et potential  $E_K$  over membranen, i hvilken de to strømbidrag, drift og diffusion, er lige store.<sup>1</sup>

Størrelsen af ligevægtspotentialet  $E_K$  (K for kalium) kan beregnes af Nernst's ligning

$$E_K = \frac{RT}{Fz_K} \ln \frac{[K]_y}{[K]_i} = 60\text{mV} \cdot \log_{10} \frac{[K]_y}{[K]_i} \quad (1)$$

hvor

$R$  er gaskonstanten = 8,31 J/(mol•K),

$T$  den absolutte temperatur i kelvin,

$F$  Faradays tal = 96.500 coulomb/mol,

$z_K$  valensen af  $K^+ = +1$  (regnes med fortegn) og

$[K]_y$  og  $[K]_i$  koncentrationen af  $K^+$  på henholdsvis yder- og inderside.

Med de ovenfor givne koncentrationer for blæksprutteaxonet findes

$$E_K = (60 \text{ mV}) \log_{10}(1/40) = -96 \text{ mV} \quad (2)$$

En beregning af membrankapaciteten af en axonsektion vil vise, at de  $K^+$ -ioner, der skal passere membranen for at opbygge en ladning svarende til  $E_K$ , udgør en forsvindende brøkdel af den samlede mængde. For det betragtede axon drejer det sig om én ud af cirka 10.000.000 ioner.

Ligevægtspotentialet for de øvrige ioner, som er i stand til at passere gennem membranens porer, kan beregnes på samme måde. For natrium findes  $E_{Na} = +58 \text{ mV}$  og for klor  $E_{Cl} = \text{cirka } -60 \text{ mV}$  (negativ, idet valensen  $Z_{Cl}$  er -1).

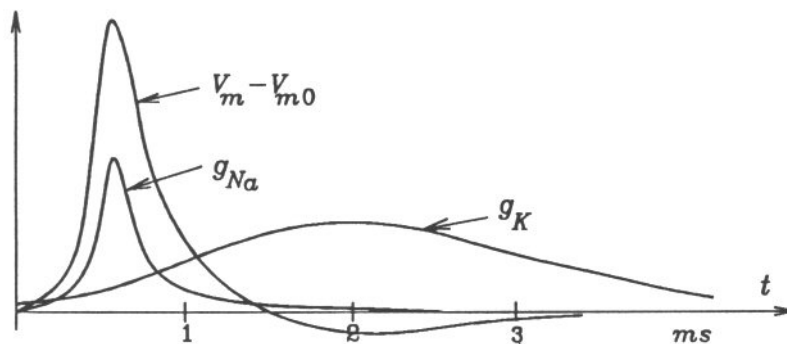
### 3.3.1 Det resulterende hvilepotential (kan springes over)

Det resulterende hvilepotential  $V_{m0}$  opstår ved en vekselvirkning mellem de implicerede ioner, idet de ioner som lettest gennemtrænger membranen vægtes højest. Dette forhold er illustreret i netværksmodellen figur 7, den såkaldte Hodgkin-Huxley model<sup>[7]</sup>, som på overskuelig måde beskriver membranens funktion, ikke blot i hviletilstanden, men også under forløbet af aktionspotential.

De tre indgående spændingskilder er såkaldte Nernst-potentialer, og de tilhørende konduktanser (det reciproke af impedancer, se appendix 10.7) repræsenterer de respektive permeabiliteter. Det bemærkes, at K- og Na-potentialerne har modsat fortegn i overensstemmelse med koncentrations-

1. Det er den samme mekanisme, der udnyttes i et pH-meter. Her er det udelukkende de små hydrogenioner, der kan trænge igennem pH-elektrodens glasmembran, hvorved der opbygges en potentialforskel på 60 mV pr. pH





**Figur 8** Aktionspotential. Spændings- og konduktansvariationer.

gradienterne,  $[K]_i > [K]_y$  og  $[Na]_y > [Na]_i$ . Vi bemærker også at  $g_K$  og  $g_{Na}$ , men ikke  $g_{Cl}$ , er variable. Det skyldes at de to førstnævnte ændrer sig væsentligt når membranen “fyrrer” i forbindelse med aktionspotentialet.

Ved hjælp af den såkaldte Kirchhoffs knudepunktsgligning kan den resulterende membranspænding bestemmes:

$$V_m = \frac{g_K E_K + g_{Na} E_{Na} + g_{Cl} E_{Cl}}{g_K + g_{Na} + g_{Cl}} \quad (3)$$

I hviletilstanden er  $g_K$  meget større end  $g_{Na}$ , hvorfor det resulterende potential bliver negativt, normalt -60 til -80 mV, afhængig af dyrearten.

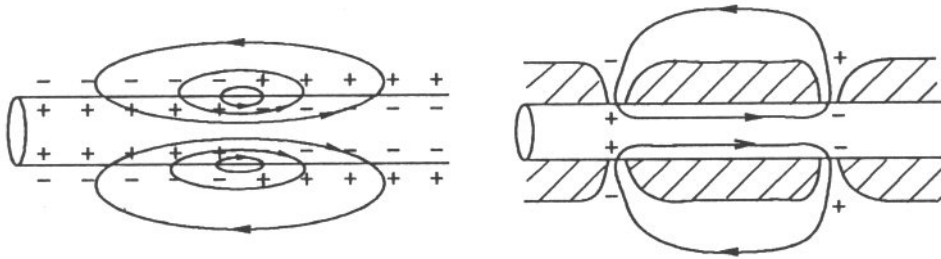
### 3.4 Aktionspotentialets opståen og propagering

Ud fra praktiske undersøgelser har man kortlagt den regenerative proces, der startes af stimulationsstrømmen i forsøgsopstillingen på figur 4. Idet tærskelspændingen overskrides, begynder natriumkanalerne at åbne, hvilket øger membranspændingen, hvilket igen øger natriumkanalernes åbning.

Det samme kan beskrives mere præcist ved hjælp af netværksmodellen figur 7: stimulationen medfører at  $g_{Na}$  begynder at vokse. Idet  $g_{Na}$  begynder at vokse vil membranspændingen nærme sig  $E_{Na}$ , altså stige yderligere, hvad der ingen fremskynder natriumkonduktansens vækst osv. I figur 8 er skitseret kurver over Na- og K-konduktansen samt membranspændingen under forløbet af et aktionspotential.

Det har vist sig, at det, uanset amplituden af stimulationstrømmen, er umuligt at trigge den mekanisme, der får natriumkonduktansen til at vokse i den delperiode, hvor den er væsentlig forhøjet. I den efterfølgende delperiode er trigningen mulig, men kræver større stimulationsstrøm end normalt, dels fordi  $g_K$  stadig er større ( $R_m$  mindre) end normalt, og dels på grund af hyperpolarisationen (større “afstand” op til tærskelspændingen). De to delperioder betegnes henholdsvis *absolut refraktær* og *relativt refraktær periode*.

Nyere forskning har vist, at de omtalte porer består af små komplekser af proteinmolekyler, som er indlejret i membranen. De fungerer som kanaler (gates), der selektivt lader specifikke ioner passere.<sup>[4]</sup> En åbning af natriumkanalerne - første trin i depolariseringsprocessen - kan som nævnt fremprovokeres med en positiv tilvækst af membranspændingen  $v_m$ .<sup>1</sup> Kanalerne lader sig også påvirke af deformationer



**Figur 9** Nerveledning. a) umyeliniseret axon. b) myeliniseret axon.

af nervemembranen, samt af visse kemiske stoffer, hvad der gør dem i stand til at fungere som mikrosensorer i organismens sanseapparat.

Figur 9 tjener til at anskueliggøre, hvorledes aktionspotentialet udbreder sig, når det først er dannet. På axonstykket i figur 9a har  $v_m$  skiftet fortegn på grund af  $g_{Na}$ -forøgelsen. Der vil derfor opstå en strøm mod højre i axonets indre og ud gennem membranen i den polariserede del, altså med samme retning som den primære stimulationsstrøm i forsøgsopstillingen. Strømtætheden er størst nærmest overgangsområdet; her vil  $v_m$  først nå tærskelværdien, og den "rumlige forkant" af impulsen vil således kontinuert forskydes mod højre. Den førnævnte refraktærperiode medfører, at der ikke fra "bagkanten" udløses et aktionspotential, som kunne tænkes at udbrede sig i modsat retning.

Overslagsberegningen i opgave 2 viste, at propageringshastigheden i et axon uden myelin er omtrent proportional med axondiameteren. I organismer med stort behov for informationstransport vil dette forhold medføre pladsproblemer (menneskets synsnerve indeholder cirka 1.000.000 neuritter). Hovedparten af menneskets nerveaxoner er forsynet med isolerende myelinsker, hvis formål er at øge ledningshastigheden. Populært sagt foregår propageringen springvis, som skitseret på figur 9b.

Som det er fremgået, er det variationerne i natrium- og kaliumkonduktanser, der frembringer aktionspotentialet. Natrium-kaliumpumpen deltager ikke i dette hurtige forløb. Dens opgave er langsigtet, nemlig at generere og opretholde koncentrationsforskellene over membranen. Da kapaciteterne (som ikke var medregnet i opgaven) er ganske små, skal der kun transporteres små portioner  $Na^+$  ind og  $K^+$  ud pr. aktionspotential, det vil sige lageret er tilstrækkeligt til at ekspedere titusinder af aktionspotentialer, selv om natrium-kaliumpumpens funktion blev standset for en tid, for eksempel ved stop af ATP-tilførsel.

### 3.5 Muskelcellens fysiologi

Menneskets muskler inddeles efter udseende og opbygning i to hovedgrupper, tværstribet og glat muskulatur. Den første gruppe omfatter skeletmuskulaturen og nogle få øvrige muskler og er underkastet viljens kontrol. Eksempler på glat muskulatur er mellemgulvsmusklen, urinblæren og muskler i tarmvæg, blodkar og urinledere. Opbygningen af disse er noget forskellig; men fælles for dem er, at de er uden for viljens indflydelse og arbejder langsommere end de tværstribede muskler. Hjertets muskulatur danner i sin opbygning en mellemform mellem de to hovedgrupper. I dette afsnit vil opbygningen og funktionen af en tværstribet muskelcelle blive gennemgået.

- 
1. At en spændingsændring på kun 20 mV kan påvirke et molekylkompleks forekommer mere sandsynligt, når man betænker, at membranens tykkelse er cirka 5 nm, hvorfor ændringen af det elektriske felt bliver cirka 4MV/m!

En tværstribet muskelcelle eller muskelfiber kan typisk have en diameter af størrelsesordenen 50  $\mu\text{m}$ . Cellemembranen, der i øvrigt har samme egenskaber som nervecellens membran, omslutter et antal (for eksempel 10-50) fibrilbundter. Det aktive element, fibrillen, som er cirka 0,5  $\mu\text{m}$  i diameter, er opbygget af to typer filamenter, tykke og tynde filamenter, der er organiseret i et specielt mønster som skitseret i figur 10.

De tykke filamenter består af "bundter" af langstrakte proteinmolekyler (myosin) og de tynde af molekylkæder, der dannes af tre proteinmolekyler (actin, tropomyosin og troponin). Myosinmolekylerne er cirka 120 nm lange og har i den ene ende et "hoved", som stikker ud i mellemrummet mellem de tykke og tynde filamenter og udgør den bevægelige forbindelse mellem disse.

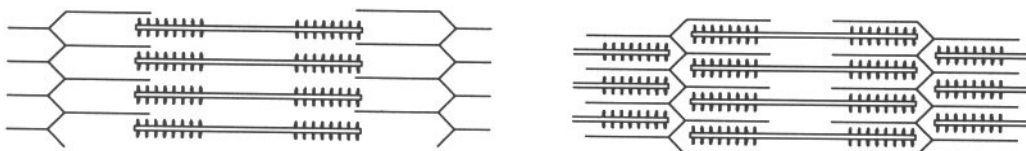
Under kontraktionen forskydes de to typer filamenter i forhold til hinanden som antydnet i figur 10. I denne detailproces indgår kalciumioner som aktiverende og styrende element. Den for kontraktionen nødvendige energi skaffes til veje ved nedbrydning af ATP. Vedrørende enkelthederne i denne omstrukturingsproces henvises til litteraturen<sup>[11]</sup>.

Muskelcellens membran har stort set samme egenskaber som nervemembranen. Omtrent samme forhold eksisterer mellem ionkoncentrationerne inde og ude, etableret med natrium-kaliumpumpen, og membranens selektive ionkanaler, der kan påvirkes elektrisk og kemisk. På grund af cellens størrelse, samt visse kvantitative forskelle i data er muskelcellens elektriske funktion væsentligt langsommere. Varigheden af muskelcellens aktionspotential er cirka 5 ms, og propageringshastigheden er tilsvarende noget lavere end nerveaxonets.

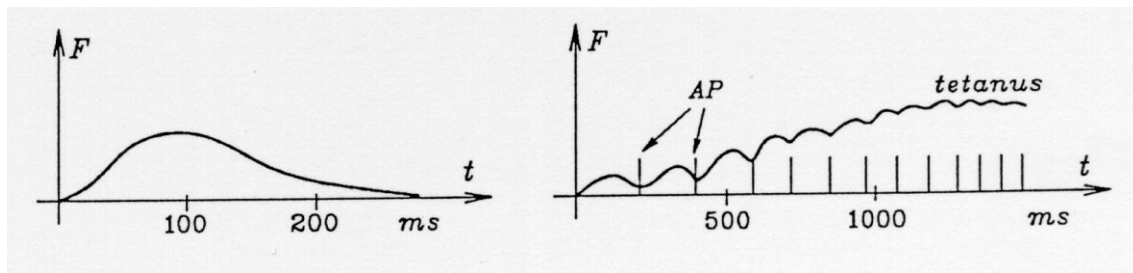
Kontraktion af en muskelfiber triggeres af et aktionspotential, som ankommer til fiberen gennem den tilhørende motoriske nervecelles axon, men kan også udløses ved elektrisk stimulation af muskelcellemembranen. I det naturlige forløb eksiteres kontraktionen via endepladerne, der virker som et "kemisk relæ". Informationsformidleren (neurotransmitteren) er et stof, for eksempel acetylcholin (ACh), som syntetiseres i endepladen og opbevares i små blærer (vesikler).

Kontraktionsprocessen består af følgende delprocesser:<sup>[9]</sup>

1. Når et aktionspotential ankommer til endepladen, udløser dette en synkron udtømming af et stort antal vesikler i den såkaldte synaptiske kløft (cirka 100 nm bred), der befinder sig mellem endepladen og muskelcellemembranen.
2. Den frigivne ACh diffunderer over kløften og reagerer med nogle specielle receptormolekyler, som er tilknyttet membranens natriumkanaler, og som formidler en forøgelse af Na-konduktansen. (Denne reaktion kan blokeres med visse andre stoffer, for eksempel kurare, hvorved muskelcellen lammes).
3. Forøgelsen af  $g_{Na}$  medfører som i nervemembranen begyndende depolarisering, og den regenerative proces, der frembringer muskelaktionspotential, er hermed startet.
4. Aktionspotential, der propagerer hen ad muskelfiberen i begge retninger ud fra endepladen. Det er dette elektriske forløb, der registreres ved elektromyografi (EMG).



**Figur 10** Mikrostruktur af muskelfibril, i hvile og kontraheret.



**Figur 11** Muskelkontraktion. a: enkelt twitch b: temporal summation.

5. Depolariseringssignalet befordres via et internt ledningssystem ind til de enkelte fibrilbundter, hvor der frigives kalciumioner, som styrer interaktionen mellem de tykke og tynde filamenter (figur 10).
6. I den synaptiske kløft foregår samtidig en hurtig nedbrydning af neurotransmitterstoffet. Produkterne heraf reabsorberes af endepladen og indgår i syntesen af en ny portion neurotransmitter.

Måling af muskelkontraktion foregår traditionelt på en af de to følgende måder, enten

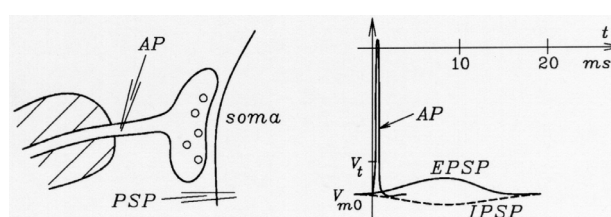
*isometrisk*, hvor musklens/fiberens længde holdes konstant, og kraften måles med en kraftsensor, eller

*isotonisk*, det vil sige måling af musklens eller fiberens længdeændring, idet kraften (tonus) holdes konstant, for eksempel ved belastning med et lod.

I figur 11a er skitseret forløbet af en isometrisk kontraktion af en enkelt muskelfiber. Fiberen tænkes stimuleret af et nerveaktionspotential til tiden  $t = 0$ . Det bemærkes, at den udløste kraftimpuls (muskeltwitch) har en varighed på 150 - 200 ms.

Styring af muskelkraft foregår ved to forskellige summationsmekanismer, betegnet tidlig og rumlig (temporal og spatial) summation. Den første form, som vedrører den enkelte muskelcelle, er illustreret i figur 11b. Her er kraften registreret som funktion af tiden, idet fiberen stimuleres med voksende frekvens ( $f_r$ , se afsnit 4.5). Middelværdien af kraften vokser med frekvensen mod en maksimalværdi (tetanus), kun cirka 5 gange højere end maksimum for muskeltwitchen, der svarer til en enkelt stimulationsimpuls. Tetanus nås ved en frekvens på 15 - 20 Hz.

Den spatiale summation, hvis dynamikområde er langt større, er betegnelsen for parallel funktion af et varierende antal muskelceller (rekruttering af flere motoriske enheder). Antallet af aktiverede celler styres fra centralnervesystemet. Som nævnt i indledningen aktiveres normalt flere muskelfibre fra en og samme motoriske nervecelle. En sådan fibergruppe med tilhørende nervecelle betegnes en *motorisk enhed*. For at give et begreb om størrelsesordener kan som eksempel nævnes, at armens bøjemuskel biceps indeholder cirka 800 motoriske enheder med hver 100 - 1000 muskelfibre.



**Figur 12** a: Synapse, b: postsynaptiske potentialer.

### 3.6 Synapsen

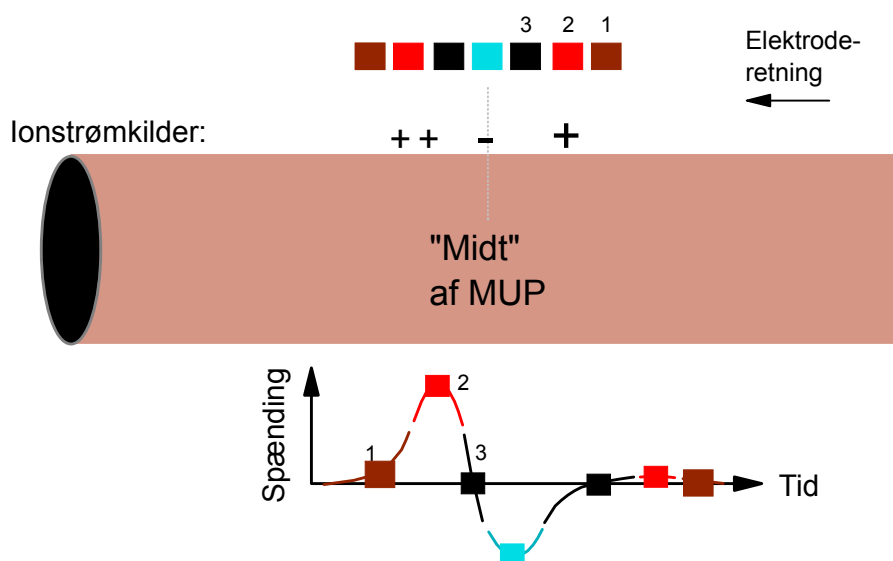
Transmissionen fra en nervecelle til en anden nervecelle foregår som i den neuromuskulære overgang via en kemisk transmitter. Koblingselementet, som betegnes en synapse, er vist skematisk i figur 12. På en nervecelles soma og dendritter kan findes mange sådanne synapser, typisk flere hundrede.

De to nerveceller er adskilt ved et smalt mellemrum, den synaptiske kløft. I den afferente nervecelles endeorgan syntetiseres kontinuerligt neurotransmitteren, som oplagres i små blærer (vesikler). Et aktionspotential (AP), som ankommer til synapsen vil påvirke membranen, således at den pludselig udtømmer et antal vesikler i kløften. Herefter diffunderer neurotransmitteren over mod den modtagende celledes membran, hvis ionkanaler er påvirkelige af det pågældende stof.

Som tidligere omtalt, er membranpotentialet afhængigt af ionpermeabiliteterne, og måler man dette potential ved hjælp af en mikroelektrode, som antydnet på figuren, kan man efter ankomsten af et aktionspotential registrere karakteristiske spændingsimpulser, såkaldte postsynaptiske potentialer (*post* = efter) med en varighed på 10 -15 ms og en amplitude på 1 - 5 mV.

Fortegnet af det postsynaptiske potential (PSP) beror på, hvilken type neurotransmitter den pågældende afferente nervecelle har tilført membranen. De forskellige transmittere (acetylcholin, noradrenalin med flere) har specifikke virkninger på den postsynaptiske membrans ionkanaler. Positive impulser, som bringer membranpotentialet nærmere mod tærskelværdien, betegnes *eksitatoriske* postsynaptiske potentialer (EPSP) og negative impulser betegnes *inhiberende* (det vil sige hæmmende) postsynaptiske potentialer (IPSP), se figur 12b.

Et aktionspotential i den modtagende nerve udløses først, når det resulterende membranpotential overskrider sin tærskelværdi. Dette kan forekomme, hvis der i den afsendende nerve ankommer en serie aktionspotentialer med passende høj frekvens. Hvis hvert aktionspotential (via de kemiske transmitterstoffer) frembringer et EPSP, vil disse summeres op, således at  $V_t$  overskrides i den modtagende nerve. Dette gælder uanset om aktionspotentialerne ankommer til én synapse eller til flere synapser på samme (modtagende) cellelegeme. Der er altså tale om såvel temporal som spatial summation.



**Figur 13** Ekstracellulær registrering. Et muskelaktionspotentiale bevæger sig til højre med en elektrode placeret ovenfor, svarer til et frosset aktionspotentiale med en elektrode der bevæger sig mod venstre. Syv positioner af elektroden er angivet med farvede firkanter og på signalet nedenfor, ses hvilken del det svarer til. Skriv selv de sidste 4 tal på.

### 3.7 Ekstracellulær registrering

Ved praktiske undersøgelser af nerve- og muskelaktivitet i klinikken er man oftest henvist til at registrere potentialvariationer i området uden for cellemembranen, hvad enten der anvendes overfladeelektroder eller nålelektroder. Ved registrering på nerver med nålelektrode anbringes elektrodespidsen oftest i nærheden af nerven, men uden direkte kontakt for at undgå at beskadige membranerne. Der er derfor grund til at se på forholdene ved denne registreringsform. Principperne er de samme som for overfladeelektroder, men grundet det forhold at afstanden til kilden her er større, vil signalet blive mindre og den rumlige opløsning dårligere.

I figur 13 er skitseret et stykke af en muskelfiber. Et aktionspotentiale tænkes at bevæge sig fra venstre mod højre med en elektrode placeret ovenfor. Dette svarer til at man fastholder aktionspotentialet og lader elektroden bevæge sig den modsatte vej.

Hvilken spænding måles over elektroden? For at svare på det spørgsmål må man først forholde sig til hvad elektroden kan observere, nemlig ionstrømme. Disse er resultatet af ionstrømkilder. Disse strømkilder er angivet ved plus og minus på figur 13. Når elektroden derfor står i position 1, vil den kun se en (svag) positiv strømkilde, hvorfor spændingen nedenfor er svagt positiv. Dette resonnement anvendes for alle syv positioner.

Ses på de to første dele af pulsen (den positive og den negative del), bemærkes, at der måles et positivt potential (position 2), når depolarisationsfronten bevæger sig i retning mod elektroden, og et negativt potential (position 4), når den fjerner sig fra elektroden - en grundregel, som benyttes ved tolkning af de potentialvariationer, der kan registreres på brystkassen stammende fra hjertemusklens aktivitet (EKG). I den neurofysiologiske terminologi kaldes dette tidsforløb af aktionspotentialet *difasisk*, fordi det indeholder både en positiv og negativ fase. I praksis måles ofte et trifasisk signal fra en enkelt celle, hvilket skyldes, at depolariseringsfronten efterfølges af en repolariseringsfront. På grund af, at strømtætheden i membranen er mindre ved repolariseringsfronten, er den tredje (positive) fase normalt noget mindre end den første, som vist på figur 13.

De anførte overvejelser tjener kun til at give en kvalitativ forståelse af forholdene. En kvantitativ beregning af potentialforløbene *in vivo* er temmelig kompliceret, blandt andet fordi det omgivende væv oftest er anisotropt (vævsmodstanden på langs og på tværs af parallelle fibre er forskellig)<sup>[12]</sup>.

## 4 Bioelektrisk signalregistrering

I den medicinske verden indgår registrering af bioelektriske signaler, det vil sige signaler stammende fra nervers og musklers elektriske aktivitet, som et potent hjælpemiddel både ved diagnosticering af mange forskellige sygdomme og ved overvågning af kritisk syge patienter.

Udover selve registreringsudstyret, som kan være en skriver, et oscilloskop eller et elektronisk datalager, omfatter registreringsprocessen to led, nemlig elektroder og elektronisk udstyr (forstærkere og filtre). Dette kapitel omhandler de væsentligste af de problemer og krav, der er knyttet til de to nævnte led, samt nogle løsningseksempler. Endvidere er omtalt nogle anvendelser af bioelektrisk signalregistrering til diagnosticering af sygdomme i nerver og muskler.

### 4.1 Elektroders elektriske egenskaber

Det fundamentale problem ved anvendelse af metalelektroder i væv eller i en elektrolyt (væske med ioner) i forbindelse med elektriske kredsløb (forstærkere, generatorer) er det ladningsbærerskift, der finder sted ved metal/elektrolyt-overgangen, nemlig fra en elektronstrøm i metallet til en strøm af ioner

i elektrolytten. Elektrodens elektriske egenskaber hænger ubrydeligt sammen med de kemiske processer, som finder sted ved overgangen.

En metalstang, der anbringes i en vandig opløsning, udviser en vis tilbøjelighed til at afgive metalioner. Disse opløses i vandet, mens elektronerne bliver tilbage i metallet med deres negative ladning. Herved opstår i første omgang en potentialforskel og et elektrisk felt, som søger at fastholde de positivt ladede metalioner i nærheden af overfladen, hvor nogle vil kunne optages igen. Afhængigt af de ydre forhold vil en ligevægtstilstand kunne opstå for processen  $\text{Me} \leftrightarrow \text{Me}^+ + \text{e}^-$ .

Ladningstransporten i elektrolytten foregår ved (de fra halvlederfysikken kendte mekanismer) *diffusion* og *drift*. Diffusionsstrømmene er bestemt af koncentrationsgradient og diffusionskonstant,  $D$ , for de enkelte ioner, og driftstrømmene af det lokale elektriske felt,  $E$ , ionkoncentrationerne og bevægeligheden af ionerne,  $\mu$ . I det éndimensionale tilfælde, hvor felt og koncentration alene afhænger af  $x$ , fås gennem et givet tværsnitsareal  $A$  følgende strømkomponenter for hver af ionerne:

$$J_{diff} = -AD_{ion}q_{ion} \frac{dc_{ion}}{dx}, \quad \text{og} \quad J_{drift} = A\mu_{ion}q_{ion}c_{ion}E \quad (4)$$

hvor  $q_{ion}$  og  $c_{ion}$  er henholdsvis ladningen og koncentrationen af den pågældende ion. Hertil kommer, at mekaniske bevægelser af elektrolytten (for eksempel omrøring) og konvektionsstrømme (på grund af temperaturforskelle) kan bidrage til iontransporten.

De mest velkontrollerede og stabile forhold fås, hvis elektrolytten indeholder ioner af det pågældende metal, der er i kontakt med væsken. Der vil i så fald næsten momentant opstå en ligevægtssituation ved overfladen og i den nærmeste omegn. Detaljerede beregninger viser, at ionkoncentrationen nær elektrodeoverfladen med tilnærmelse kan beskrives med en eksponentialfunktion af formen

$$c(x) = c_0 + (c(0) - c_0) \exp(-x/l) \quad (5)$$

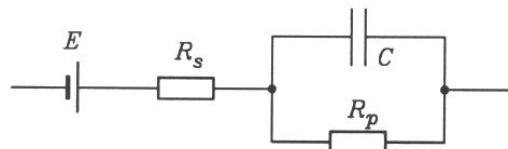
hvor  $x$  er afstanden fra elektroden og  $c_0$  ionkoncentrationen langt fra elektroden.  $l$  er en normaliseringskonstant med enheden m.

Denne ligevægtssituation resulterer i en veldefineret potentialforskel mellem metal og elektrolyt. Ligevægtssituationen vil forskubbes, hvis der påtrykkes en elektrisk strøm gennem overgangen, men genoprettes når strømmen afbrydes.

En sådan metal/elektrolyt-overgang betegnes en **reversibel elektrode** eller undertiden en ikke-polariserbar elektrode. Reversible elektroder lader sig også fremstille med andre ioner end metalioner. Et kendt eksempel er hydrogenelektroden, som danner referencen for spændingsrækken for metaller. I denne elektrode indgår metallet platin, hvis funktion er at katalysere processen  $\text{H}_2 \leftrightarrow 2\text{H}$ , hvorefter hydrogen på atomar form vil indgå i processen  $\text{H} \leftrightarrow \text{H}^+ + \text{e}^-$ . Et andet eksempel er calomel-elektroden, i hvilken det tungtopløselige calomel (= merkuroklorid  $\text{Hg}_2\text{Cl}_2$ ) indgår som mellemed mellem metallet Hg og elektrolytten, som er en mættet KCl-opløsning. Denne elektrode anvendes som reference ved pH-målinger.

Ved en **ikke-reversibel elektrode**, også kaldet en polariserbar elektrode, forstås en metal/elektrolyt-overgang, som ikke tillader jævnstrømsgennemgang. I sin perfekte udgave kan en sådan overgang sidestilles med en kapacitet, som stammer fra et ion-dobbeltlag, der opbygges ved elektrodeoverfladen.

Hverken en perfekt ikke-reversibel elektrode eller en perfekt reversibel elektrode (med impedansen nul) lader sig imidlertid fremstille i praksis. Den elektriske småsignalmodel for en praktisk ikke-reversibel elektrode vil altid indeholde en afledningsmodstand over kapaciteten, og dens  $I(V)$ -karakteristik er oftest stærkt ulineær.



**Figur 14** Model for reversibel elektrode.

Elektrodemateriale, der skal i direkte kontakt med biologisk væv, må ikke være giftigt og skal være korrosionsbestandigt. De hyppigst anvendte metaller er platin, titan, wolfram og rustfrit stål. Hvor der stilles særlige krav til de mekaniske egenskaber, kan bruges legeringer som for eksempel platin-iridium.

Eftersom vævsvæskerne ikke indeholder ioner af de nævnte metaller, vil de alle danne ikke-reversible elektroder. Sådanne elektroder er uegnede til måling af jævnspændinger og langsomt varierende spændinger, hvorimod de er fortræffelige til registrering af for eksempel muskelaktivitet.

Er man interesseret i at måle membranens hvilepotential for en nerve- eller muskelcelle, er det nødvendigt at bruge en reversibel elektrode. Det samme gælder, hvis der er tale om biosignaler med meget lavfrekvente komponenter som for eksempel EKG.

En elektrisk model for en reversibel elektrode er vist i figur 14. Den elektromotoriske kraft  $E$  repræsenterer i det væsentlige ovennævnte potentialforskelle ved metaloverfladen (halvcellepotential). Koncentrationsgradienterne for ionerne i væsken kan også give bidrag til  $E$ , nemlig hvis diffusionskonstanterne er forskellige for positivt og negativt ladede ioner.<sup>1</sup>

Impedansen af den reversible elektrode er delvis kapacitiv (*i.e.* svarer til en kondensator, se afsnit 10.5.3), som det også fremgår af modellen. Dette skyldes, at en væsentlig del af ladningstransporten foregår ved diffusion. Ved strømændringer bliver der tale om en omfordeling af ionkoncentrationerne.

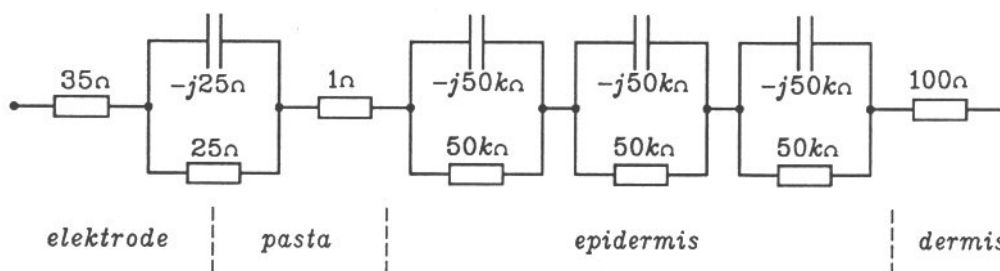
Modellen i figur 14 er noget forenklet i forhold til virkeligheden, idet den ikke holder over et bredt frekvensområde. En bedre overensstemmelse med målinger kan fås, hvis  $R_p$  og  $C$  antages frekvensafhængige. Elektrodeimpedansens numeriske værdi viser sig at variere omtrent proportionalt med  $1/\sqrt{f}$ , hvis man måler over et større frekvensområde.

Den hyppigst anvendte elektrode i den reversible gruppe er sølv/sølvklorid-elektroden. Den fremstilles for det meste elektrolytisk ved at sende jævnstrøm gennem en sølvtråd eller -plade, som anbringes i fortyndet saltsyre, hvorved sølvet dækkes af et tyndt lag AgCl. Anbringes denne elektrode i en vandig opløsning, som indeholder klorioner, etableres hurtigt en ligevægt for processen  $\text{AgCl} \leftrightarrow \text{Ag}^+ + \text{Cl}^-$  med et veldefineret elektrodepotential til følge. Der findes en fin gennemgang af denne elektrode i [16].

Skal elektroden bruges som overfladeelektrode, for eksempel ved EKG-registrering, benyttes ofte en vand- og klorionholdig pasta mellem elektrode og hud, hvorved impedansen af overhuden (epidermis) reduceres, samtidig med at forholdene nær metal/elektrolyt-overgangen stabiliseres. Herved kan støj hidrørende fra bevægelser reduceres væsentligt.

1. Forskellen kan give anledning til små afvigelser fra ladningsneutralitet lokalt i elektrolytten, hvorved der opstår et Coulomb-felt. Detailberegninger viser imidlertid, at afvigelserne er så små, at koncentrationsgradienter og felt med god tilnærmelse kan beregnes ud fra antagelsen, at ladningsneutraliteten er perfekt genoprettet.





**Figur 15** Model for elektrode/hud-overgang.<sup>[13]</sup>

Figur 15 tjener til illustration af størrelsesordenen af impedanser i en elektrode/hud-overgang. Tallene gælder for en Ag/AgCl-elektrode med et areal på  $1 \text{ cm}^2$  med elektrodepasta. De anførte modstands- og reaktansværdier er udmålt ved frekvensen 10 Hz. Som det fremgår, ligger den overvejende del af impedansen i epidermis for denne elektrodetype. Epidermis-impedansen er stærkt afhængig af tryk og fugtighed, for eksempel sved. Man kan reducere den ved at slibe de yderste cellelag af med sandpapir (av!), hvilket i figuren er antydnet med seriekombinationen af de tre RC-led: ved slibning fjernes et, måske flere, led.

En væsentlig ulempe ved Ag/AgCl-elektroden er, at den er meget lidt robust. Sølvkloridlaget kan let beskadiges, og hvis sølvet kommer i direkte kontakt med elektrolytten, er elektroden ikke længere reversibel. Elektrodepastaen har derfor også den funktion at beskytte mod mekanisk overlast.

Den simple elektrodemodel i figur 14 kan også anvendes som en grov førsteordens småsignalmodel for en ikke-reversibel elektrode som for eksempel platin eller rustfrit stål i fysiologisk saltvand. De væsentligste forskelle er, at parallelmodstanden  $R_p$  er mange gange større, måske langt op i  $\text{M}\Omega$ -området, og at potentialet  $E$  er stærkt ustabil. Ved større signaler er forholdene som tidligere nævnt stærkt ulineære. Elektrodepotentialet  $E$  varierer voldsomt med strømmen. Således vil en jævnstrøm af størrelsesordenen  $\pm 10 \mu\text{A}/\text{mm}^2$  frembringe polariseringsspændinger på cirka  $\pm 1\text{V}$ .

Standard-måleprocedurer til karakterisering af sådanne elektroder er cyklisk potentiometri og kronopentiometri (for eksempel [15]). Ved cyklisk potentiometri forstås registrering af strømmen i elektroden som funktion af en påtrykt spænding, for eksempel en trekantspænding mellem  $\pm 1,5 \text{ V}$  med en periodetid på et par minutter. Kronopentiometri er spændingsregistrering som funktion af tid med en påtrykt symmetrisk firkantstrøm. Ved disse målinger kan for eksempel benyttes en Ag/AgCl-elektrode som reference.

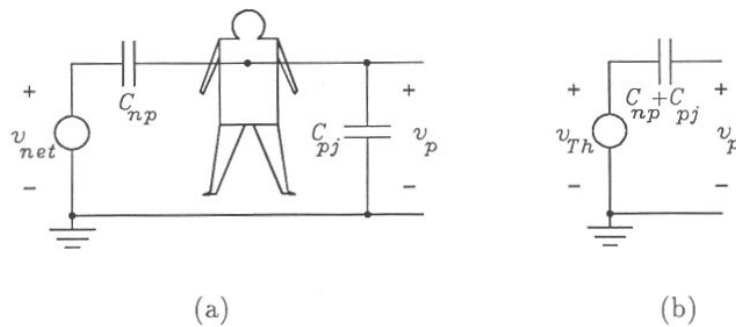
## 4.2 Registreringsteknik

Ved opsamling af elektriske signaler fra nerve- eller muskelaktivitet er der i klinisk sammenhæng næsten altid tale om ekstracellulær registrering. Potentialet inden for cellemembranen varierer med en amplitude på cirka 100 mV under et aktionspotential; men lige uden for membranen er variationen langt mindre, og den aftager kraftigt med afstanden.

Typiske signalamplituder ved registrering af hjertets aktivitet (EKG) er cirka 1 mV, ved registrering på andre muskler (EMG) cirka 200  $\mu\text{V}$  og på hjernen (EEG) cirka 50  $\mu\text{V}$ . I visse tilfælde er man interesseret i at observere nerveaktivitet, som giver anledning til signaler af størrelsesordenen få  $\mu\text{V}$ .

Der findes tre typer af støj, som vanskeliggør registrering af så små signaler som de her nævnte:

- elektrisk støj fra omgivelserne, først og fremmest overført fra lysnettet,



**Figur 16** (a) Kapacitiv kobling fra lysnet. (b) Simplificeret model.

- biologisk støj, hvorved forstås signaler stammende fra spontan aktivitet af andre nerve- eller muskelceller end dem, man har udvalgt til undersøgelse, og endelig
- elektronisk støj i selve forstærkeren, stammende fra transistorer og andre komponenter.

**Opgave 3** Skitser de omtalte støjbidrag på figur 1.

I det følgende omtales teknikker til undertrykkelse af den førstnævnte type af støj. Yderligere reduktion af denne støj kan foretages med filtrering (se senere). Den biologiske støj kan ikke begrænses i øvelsen i nærværende kursus, men kan i andre sammenhænge reduceres ved såkaldt *evoked response averaging*. Hvad støj i selve forstærkerkredsløbet angår, henvises til litteraturen, *e.g.* [1].

### 4.3 Reduktion af ekstern støj

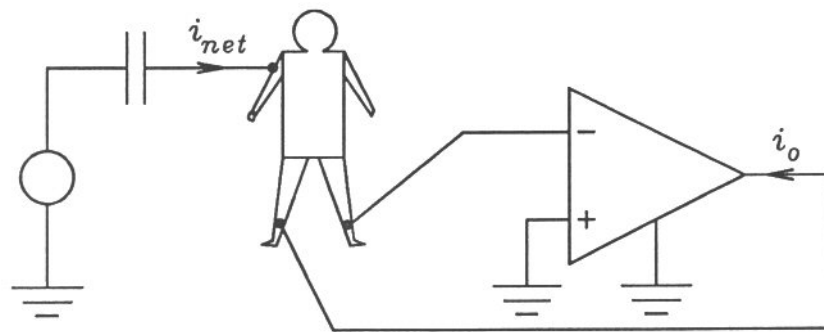
Et menneske i daglige omgivelser, og specielt en patient i en hospitalsseng eller et klinisk laboratorium, er til stadighed udsat for elektriske og magnetiske felter, som kan medføre problemer ved måling af svage bioelektriske signaler.

I figur 16a er den kapacitive kobling til patienten fra netledninger, lysarmaturer, elektriske apparater med videre anskueliggjort. Spændingen  $v_{net}$  er oftest 230 V<sub>rms</sub>, 50 Hz (rms-værdien er beskrevet i afsnit 6.5). Kapaciteten  $C_{np}$  mellem lysnet og patient afhænger naturligvis af afstanden. Den vil typisk være af størrelsesordenen 0,2 - 2 pF. Patientens kapacitet til jord er nogle hundrede pF. I den kapacitive strømvej via patienten til jord er patientens impedans helt uden betydning, hvorfor figuren kan reduceres til Thévenin-modellen i figur 16b (se afsnit 10.7 om Thévenin).

Ved indretning af hospitaler og kliniske laboratorier er det muligt at nedbringe denne 50 Hz-patientspænding ved en række foranstaltninger, herunder især følgende:<sup>[3]</sup>

- Det elektriske ledningsnet på hele hospitalet bør være omgivet af en metallisk jordforbundet skærm.
- Belysningsarmaturer afskærmes.
- Alt løst apparatur, der tilsluttes over stikkontakt, forsynes med skærmet netledning, hvis skærm forbindes til apparatets metalkappe.

En almindeligt anvendt metode til at nedbringe patientspændingen er at jordforbinde patienten ved hjælp af en elektrode, som for eksempel anbringes omkring den ene ankel. I figur 16a betyder dette, at en elektrodeimpedans indkobles parallelt over  $C_{pj}$ . Spændingen kan på denne måde oftest reduceres til 0,1 - 1 V.



**Figur 17** Aktiv jording.

I særlige tilfælde, hvor der er behov for yderligere reduktion af patientspændingen, kan anvendes såkaldt *aktiv jording* vist i figur 17.

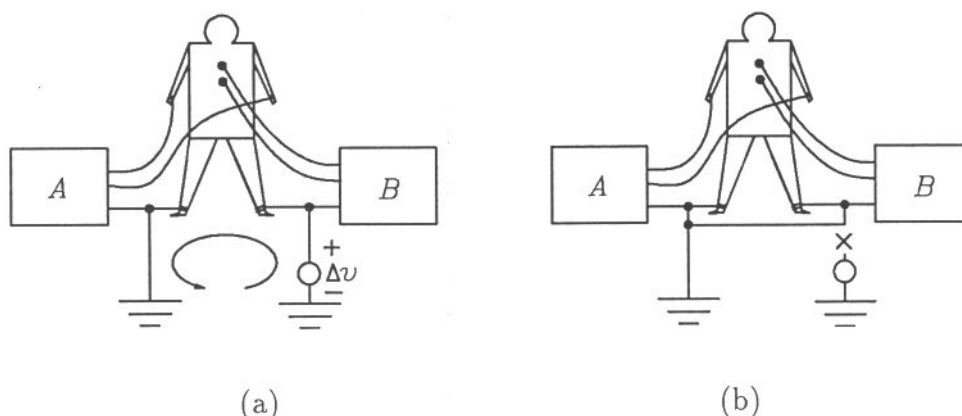
I figur 17 anvendes en såkaldt operationsforstærker med negativ tilbagekobling via patienten (se eventuelt appendiks 10.5.2). I det ideelle tilfælde, som vi betragter her, vil forstærkeren hele tiden justere sin udgangsstrøm, således spændingsforskellen mellem plus- og minusindgangen bliver nul. Forstærkeren måler via sin minus-indgang, men stort set uden at trække strøm. Den producerer derfor en udgangsstrøm som konstant vil fastholde patientens ben til venstre på jordpotential, hvilket er det vi vil opnå.

I denne situation bliver udgangsstrømmen  $i_o$  lig med den kapacitive strøm  $i_{net}$ : så det, der tilføres fra elnettet bliver fjernet igen af forstærkeren. Almindeligvis forsynes forstærkeren med et strømbegrænsningskredsløb af sikkerhedsgrunde, jævnfør afsnit 10.2.

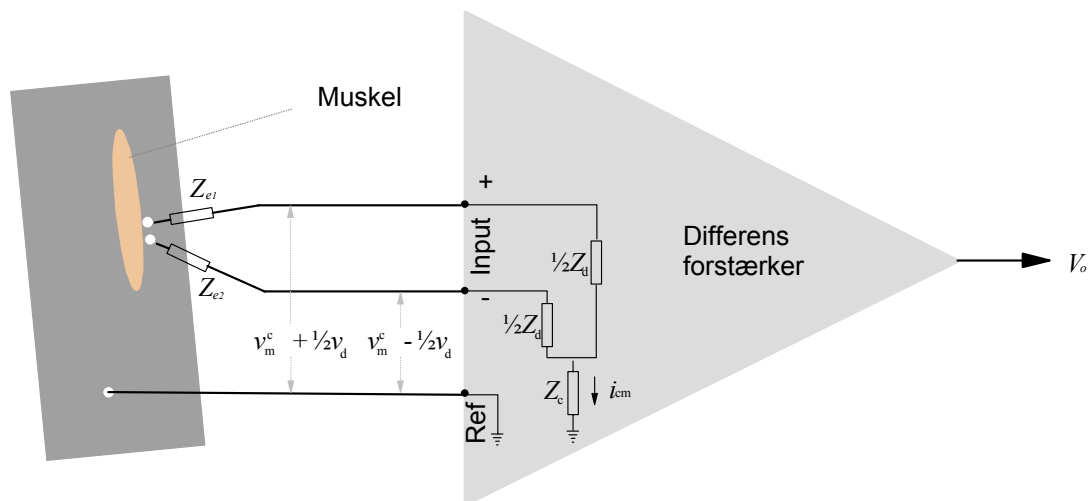
Det bør nævnes, at også den ovennævnte jordforbindelse med en (passiv) elektrode kan medføre en vis risiko for patienten, nemlig i tilfælde hvor der skal foretages tilkobling til apparatur, som på grund af menneskelig fejl eller apparatfejl er spændingsførende.

Et andet forhold, der kan volde både sikkerhedsmæssige og støjmæssige problemer er *jordsløjfer*. De kan opstå, hvor der bruges to eller flere elektriske apparater. Hvis disse er jordforbundet forskellige steder, kan der opstå sløjfer med strømme forårsaget af spændingsforskelle mellem de benyttede jordpunkter.

Koblingen i figur 18a, hvor den nævnte spændingsforskel er synliggjort med generatoren  $\Delta v$ , ses at indebære en vis risiko for patienten på grund af strømmen i jordsløjfen. Denne risiko kan elimineres ved at man nøjes med én jordforbindelse til patienten som vist i figur 18b. Her er også begge apparater forbundet til samme jordingspunkt (stjernejord), hvilket generelt må anbefales som et effektivt middel



**Figur 18** Brydning af jordsløjfe.



**Figur 19** Det overordnede princip i en instrumentforstærker. Forskellen mellem spændingerne på “+”indgangen og “-”indgangen forstærkes med en faktor  $A_d$ , mens middelværdien af de to spændinger forstærkes med en faktor  $A_c$ .

mod jordsløjfer. Hvis man, eventuelt utilsigtet, etablerer en ekstra jording ved  $\times$  i figur 18b, vil der igen optræde en jordsløjfe, og nu med en modstand måske af størrelsesordenen  $m\Omega$ . Dette betyder, at selv små potentialforskelle mellem A's og B's jordpunkter kan give anledning til meget kraftige strømme, som inducerer støjspændinger i alle elektroniske kredsløb i nærheden.

En anden foranstaltning, som har både sikkerheds- og støjmæssige fordele, er anvendelse af dobbeltskærmede nettransformatorer, det vil sige galvanisk adskilte skærme om henholdsvis primær- og sekundærviklingen.

Sådanne dobbeltskærmede nettransformatorer er hyppigt anvendt i medikoteknisk udstyr, især af type CF (se afsnit 10.2), og ofte kombineret med optokoblere (optisk forbindelse mellem signalkilde og modtager, der forhindrer overførsel af selv store spændinger), der udgør en effektiv galvanisk adskillelse i signalvejen. En alternativ mulighed der helt udelukker støj via strømforsyningen er anvendelse af batterier.

#### 4.4 Differensforstærker (for de interesserede)

Den eneste mulighed, man har for at opsamle bioelektriske signaler i det ovenfor beskrevne støjmiljø, er at benytte en *differensforstærker* med høj *common-mode rejection-ratio* CMRR, det vil sige man registrerer potentialforskellen mellem to elektroder i kontakt med patienten. Ofte anvendes en tredje elektrode, som betegnes referenceelektroden og forbindes til instrumentjord.

Den ovenfor omtalte patientspænding optræder på begge signalelektroder og betegnes derfor oftest *common-mode spændingen*  $v_{cm}$ . Til belysning af kravene til differensforstærkeren er i figur 19 skitseret en model af målesituationen og forstærker. Forstærkerens treterminal-indgang er repræsenteret ved de tre impedanser  $\frac{1}{2}Z_d$ ,  $\frac{1}{2}Z_d$  og  $Z_c$ .

Første krav til forstærkeren er, at impedansen  $Z_d$  skal være meget større end elektrodeimpedanserne,  $Z_e$ , blandt andet for at undgå den forvrængning, der ellers ville opstå på grund af elektrodeimpedansernes frekvensafhængighed. For at indse dette noterer vi os, at den spænding som forstærkeren har at arbejde med for plus-indgangens vedkommende, er den som ligger over impedansen  $\frac{1}{2}Z_d$ . Men denne spænding opstår som spændingsdeling mellem de to indgående modstande, elektrodeimpedansen,  $Z_e$ , og  $\frac{1}{2}Z_d$  (et tilsvarende argument kan anvendes for minus-indgangen, hvorefter  $Z_c$  bliver uden betydning her, idet det er differensspændingen som forstærkes). Hvis kravet om  $Z_d \gg Z_e$  er opfyldt, fås med god tilnærmelse udgangsspændingen

$$V_o = A_d v_d + A_c v_{cm} \quad (6)$$

hvor  $A_d$  er differensforstærkningen og  $A_c$  fællesforstærkningen. Indsættes her som eksempel en  $v_d$  med en signalamplitude på 1 mV (svarende til EKG) og en common-mode spænding på cirka 1 V, ses at kravet til common-mode rejection-ratio  $CMRR = |A_d/A_c|$  vil være cirka 100.000 eller 100 dB, hvis der skal opnås et rimeligt signal/støjforhold i forstærkerens udgangssignal.

CM-spændingen giver anledning til endnu et krav til forstærkeren, et krav som er afledt af, at der i praksis kan være betydelig forskel mellem de to elektrodeimpedanser  $Z_{e1}$  og  $Z_{e2}$ . Kravet er, at forstærkerens common-mode indgangsimpedans  $Z_c$  skal være så stor som mulig. Formålet hermed er at reducere common-mode indgangsstrømmen  $i_{cm}$  til næsten nul. I tilfælde af impedans-ulighed mellem plus- og minusindgangen i figur 19, bliver der tale om en skæv strømdeling af  $i_{cm}$ . Herved opstår en *differensspænding*  $v_{di}$ , som er *frembragt af common-mode signalet*, som er proportional med  $i_{cm}$ , og som forstærkes med *differensforstærkningen*  $G_d$ .

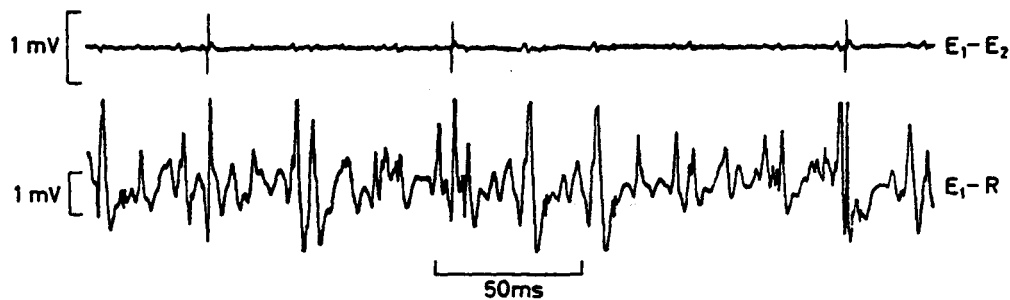
Hvis common-mode indgangsimpedansen ikke er "stor nok", er alle bestræbelser på at opnå høj CMRR spildt. (Eksempel: I en Dantec EMG-forstærker er common-mode indgangsimpedansen  $> 1500 \text{ M}\Omega$  og difference-mode impedansen  $100 \text{ M}\Omega$ ).

#### 4.5 Elektromyografi

Anvendelse af bioelektrisk registrering til diagnosticering af muskelsygdomme betegnes elektromyografi eller EMG (græsk: mys, myos = muskel). EMG har været anvendt i cirka 50 år på patienter med neuromuskulære lidelser og er stadig et område under udvikling.

Den fysiologiske funktionsenhed, som danner basis for alle EMG-undersøgelser, er den motoriske enhed (motor unit), der defineres som et motorisk nerveaxon og de muskelfibre, som aktiveres heraf. Antallet af muskelfibre pr. motorisk enhed varierer meget, i de fleste skeletmuskler fra 20 til 2000 fibre. Fibrene hørende til samme motoriske enhed er spredt over et vist "territorium", der for eksempel i de store arm- og benmuskler har en gennemsnitlig diameter på 5 - 10 mm. De enkelte motoriske enheders territorier rækker i høj grad ind over hinanden, således at der i én  $\text{mm}^2$  af et muskeltværsnit vil kunne findes fibre hørende til måske 5 - 10 motoriske enheder.

Disse anatomiske forhold er af betydning ved valget af elektrodetype til de kliniske undersøgelser. De signaler, som afledes med overfladeelektroder, er dannet ved summation af aktionspotentialer fra et meget stort antal motoriske enheder. Effektivværdien (eller den ensrettede middelværdi) af et sådant signal kan derfor bruges som mål for den samlede aktivitet i den pågældende muskel. En anvendelse heraf er simultan registrering fra flere muskler til undersøgelse af koordination af bevægelsesmønstre, for eksempel under gang eller løb. Afledning fra enkelte eller få motoriske enheder er normalt af større diagnostisk værdi, hvorfor der hyppigst anvendes nålelektroder ved de kliniske undersøgelser. Da de motoriske enheder som nævnt ligger flettet ind imellem hinanden, vil potentialet i et punkt i musklen altid være sammensat af bidrag fra flere motoriske enheder.



**Figur 20** Bipolær og unipolær registrering.<sup>[2]</sup>

En fremhævnning af én eller ganske få motoriske enheders bidrag kan imidlertid opnås ved at registrere differenspotentialer mellem to tætliggende punkter (bidraget tilnærmes ved brug af proportionalitet mellem motoriske enheder og disses elektriske felter, jfr. afsnit 3.7). Dette ses illustreret i figur 20, hvor der er anvendt to sammensnoede trådelektroder indført i en benmuskulatur (tibialis anterior). Kontaktfladerne er små huller gnistbrændt i den isolerede lak. Øverst i figuren ses differensspændingen og nederst potentialer på den ene, målt i forhold til en større, fjern referenceelektrode.

Figur 21 viser to elektrodetyper, der anvendes ved klinisk EMG. Den hyppigst anvendte er den koncentriske elektrode, som består af en platintråd indstøbt med epoxy i en kanyle af rustfrit stål. Spidsen af elektroden er afskåret i en vinkel på  $15^\circ$  og slebet, så kontaktfladen er glat og kanterne skarpe. Typiske dimensioner er: diameter 0,3 - 0,9 mm, længde 30 - 120 mm og platinoverflade 0,015 - 0,07  $\text{mm}^2$  (Dantec Medical A/S).

Med denne elektrode registreres differensspændinger mellem platin-kontaktfladen og kanylerøret. Som referenceelektrode (jord) kan anvendes en hudelektrode, for eksempel i form af et metalbånd omkring håndled eller ankel.

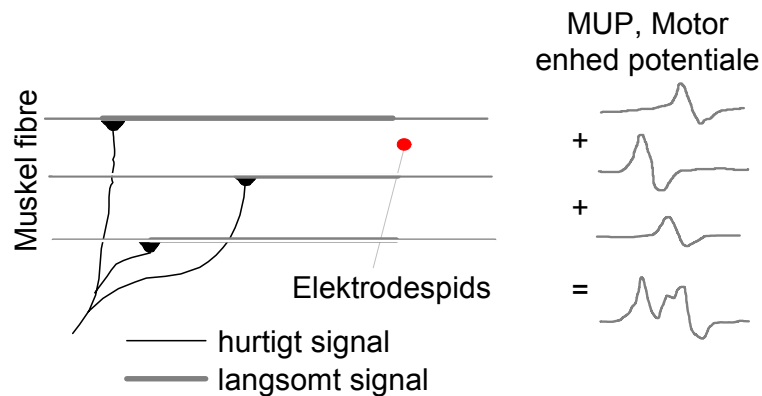
Det bemærkes, at den koncentriske elektrode har en indbygget skævhed, idet der er stor forskel på overfladearealet af plus- og minuselektroden, og dermed også på impedanserne, hvilket som tidligere nævnt kan give common-mode problemer, hvis forstærkerens CM-indgangsimpedans ikke er tilstrækkelig høj.

Den bipolar elektrode i figur 21b er mere symmetrisk (i elektrisk henseende). De to platinoverflader har samme areal og følgelig (omtrent) samme impedans. En tynd bipolar elektrode for eksempel med platinflader på 0,015  $\text{mm}^2$  og med lille indbyrdes afstand mellem kontaktfladerne vil være velegnet til selektiv afledning fra én eller ganske få motoriske enheder.

Udstyret til en EMG-undersøgelse omfatter en differensforstærker, hvis frekvensområde er cirka 2 Hz - 10 kHz, et oscilloskop, en skriver og/eller elektronisk dataopsamlingsudstyr. På forstærkerens udgang tilsluttes normalt en højttaler. Lyden fra højttaleren varierer fra enkeltimpulser (små knald) til kontinuert kraftig støj, afhængig af muskelkontraktionen. Den giver en nyttig information til neurologen og kan over for patienten fungere som auditiv feedback, der gør det lettere at styre kontraktionsgraden og fastholde den på en given værdi, oftest specificeret i procent af maksimal kontraktion. Som ekstra



**Figur 21** EMG-elektroder. a: koncentrisk, b: bipolar



**Figur 22** Sammensætning af muskelaktionspotential, når en elektrode modtager signaler fra tre muskelfibre.

hjælpemiddel hertil anvendes undertiden en mekanisk eller elektronisk kraftmåler, for eksempel opbygget med strain gauges (strækføler/ekstensometer; folie der ændrer elektrisk modstand efter deformation eller stræk).

Det registrerede signal fra en motorisk enhed kan have mange forskellige kurveformer. Ved ekstracellulær registrering fra en enkelt muskelfiber (med unipolær elektrode) fås et difasisk signal, se afsnit 3.7. Et muskelaktionspotential MUP (motor unit potential) er et sammensat signal, opstået ved summation af signaler fra et stort antal muskelfibre. Summationen er illustreret i figur 22. Bidragene fra de enkelte fibre er af forskellig størrelse, afhængig af fiberens afstand til elektrodespidsen og de vil endvidere være tidsforskudt i forhold til hinanden. Det sidste er en følge af, at *endepladezonen*, der har en vis udstrækning i musklens længderetning (for eksempel i armmusklen, *biceps brachii*, 20 - 30 mm). Aktionspotentialet fra den motoriske nerve ankommer næsten samtidigt til alle endepladerne; men da afstanden fra endeplade til elektroden og dermed propageringstiden (i de langsomme muskelfibre) er forskellig, vil ankomsttiden for fibrenes aktionspotentialer være indbyrdes forskudt.

Varigheden af muskelaktionspotentialer samt antallet af faser, indeholder derfor information om endepladezonen, hvorfor disse parametre benyttes ved diagnosticeringen, idet de sammenholdes med data fra normalmaterialer.

Muskelfibre, som på grund af defekter i den motoriske nervecelle eller i endepladen aldrig stimuleres til kontraktion, har en tendens til selv at udløse spontane aktionspotentialer. Under propageringen forbi elektrodespidsen giver de anledning til såkaldte *fibrillationspotentialer*. Disse har en kort varighed og lille amplitude, begge dele en følge af, at potentialerne stammer fra enkelte fibre (i modsætning til MUP). Forekomsten af denne type potentialer er derfor tegn på denervering.

Et andet karakteristisk forløb ses hos patienter med sygdommen *myastenia gravis* (latin: alvorlig muskelsvækkelse). Der er her tale om en defekt funktion knyttet til syntesen af neurotransmitterstof (ACh) i den neuromuskulære overgang. I EMG-signalet giver det sig til kende ved serier af muskelaktionspotentialer med faldende amplitude, for eksempel 10 - 20 % reduktion pr. MUP.

Digital signalbehandling, og særlig fremkomsten af hurtige signalprocessorer, har givet mulighed for udvikling af specialværktøj til EMG-analyse, herunder blandt andet automatisk kvantitativ analyse af enkelte muskelaktionspotentialer.<sup>[14]</sup> Det er muligt at udtrække en række MUP-parametre, ud fra hvilket visse sygdomme kan identificeres og karakteriseres som henholdsvis myopatiser og neuropatiser, det vil sige stammende fra defekter i muskelcellerne og de motoriske nerveceller.<sup>[5]</sup>

Af stor diagnostisk interesse er *dekomponering*, hvorved forstås en opløsning af et EMG-signal i dets bestanddele, de enkelte muskelaktionspotentialer (i princippet på samme måde som et signal kan

opløses i sine rentonekomponenter som vist i kapitel 5). Dekomponering er i praksis kun mulig i EMG-signaler fra svagt kontraherede muskler, det vil sige op til cirka 10% af maksimal kontraktion. I et sådant signal vil det normalt være muligt at identificere muskelaktionspotentialer fra 3 - 10 forskellige motoriske enheder.

Første trin af den automatiske dekomponering kan være at danne "skabeloner" (templates) af de enkelte MUP. Herefter sammenlignes hver skabelon med segmenter af EMG-signalet ved korrelationsanalyse. Når to eller flere MUP er delvis sammenfaldende i tid, kan de adskilles ved først at subtrahere skabelonen (passende tidsforskuet) fra segmentet og gentage korrelationsberegningen på restsegmentet. Resultatet af en sådan dekomponering er en serie tidspunkter for hver motorisk enhed inden for elektrodens "optageområde". Tidspunkterne kan herefter omsættes til intervalhistogrammer eller benyttes til anden form for statistisk behandling. Uregelmæssigheder i fyringsfrekvensen for motoriske nerveceller vil kunne afsløres med denne metode, det vil sige at man ved perifer registrering har fremdraget informationer om funktionen af det vanskeligt tilgængelige centrale nervesystem.

## 5 Signaler

Gennemgangen af signaler og støj foregår på et relativt generelt niveau, og informationen her tjener til at give en baggrund for forståelsen af de signalmæssige aspekter af målingerne i kurset.

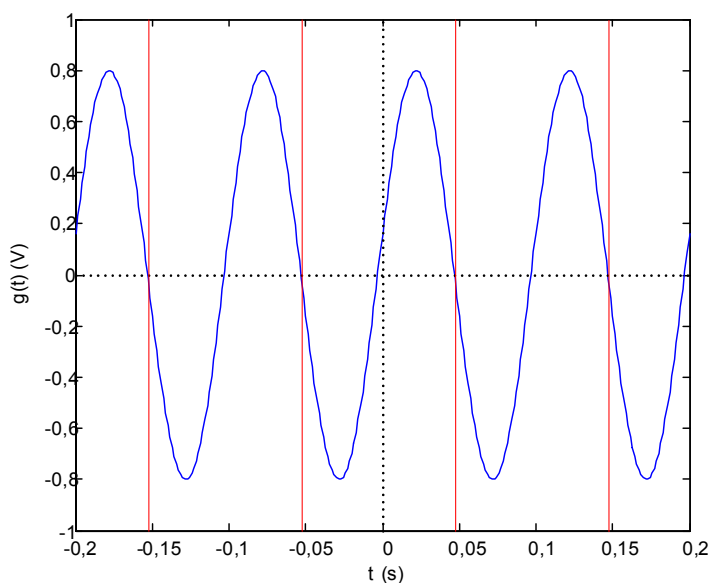
Et signal i den medikotekniske verden kan både formidles som en elektrisk spænding, et akustisk felt, et magnetfelt, et elektromagnetisk felt og på anden måde, så som for eksempel trykændringer.

Signaler findes overalt i vores verden fra elektromagnetiske felter i mobiltelefoner, radio, TV og satellitkommunikation, over elektriske impulser i ledninger til trykændringer i katetre i blodkar.

I denne note berøres stort set kun signaler i elektriske ledninger (typisk coaxiakabler, hvor den ene leder ligger omsluttet af den anden), men elektromagnetisk udstråling berøres dog også.

### 5.1 Simple signaler

Et af de mest simple signaler er den såkaldte rentone og en elektrisk rentone målt i volt som funktion af tiden  $t$ , ser således ud



**Figur 23** Et sinussignal, her vist i tidsrummet -0,2 sekunder til 0,2 sekunder. De røde streger angiver hvor signalet er nul.



$$g(t) = A_0 \sin(2\pi f_0 t + \varphi_0) \quad -\infty < t < \infty \quad (7)$$

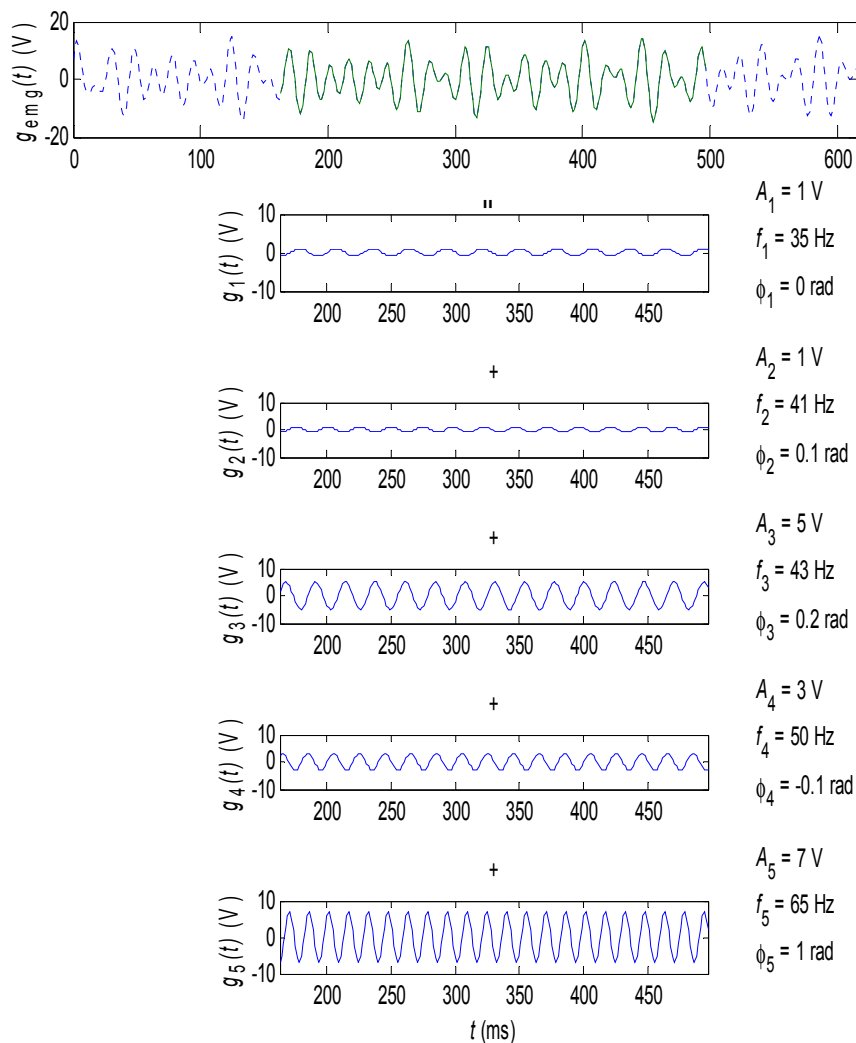
hvor  $A_0$  (enhed volt = V) er amplituden,  $f_0$  (enhed hertz = Hz = s<sup>-1</sup>) er frekvensen og  $\varphi_0$  (enhedsløs) er fasen. Figur 23 viser et eksempel på et sådanne signal. Tiden i (7) løber i det uendelige, selvom kun et lille udsnit (af praktiske årsager) er vist i figur 23. Bemærk i ligning (7), at indmaden,  $2\pi f_0 t + \varphi_0$ , er enhedsløs.

**Opgave 4** Bestem parametrene i (7) for det signal der er vist i figur 23:  $A_0 =$  \_\_\_\_\_,  $f_0 =$  \_\_\_\_\_ og  $\varphi_0 =$  \_\_\_\_\_.

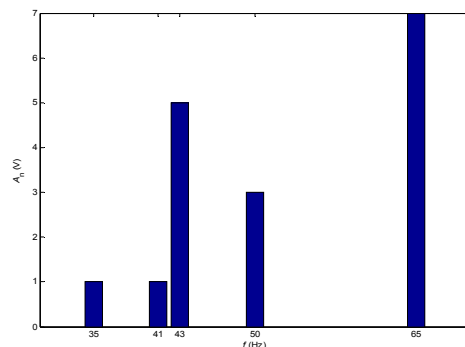
Eksempler på rentoner er netspændingen i stikkontakten (230 V<sub>rms</sub> vekselspænding ved 50 Hz). V<sub>rms</sub> er rms-værdien af vekselspændingen (se kapitel 6.5). Fasen kan vi ikke sige noget om, idet der ikke er angivet noget nulpunkt for tidsaksen. Et andet eksempel er klartonen i (fastnet)telefonen som skulle være en tilnærmet rentone ved 440 Hz.

## 5.2 Kort om Fouriertransformen

Ud over de få eksempler ovenfor er der ikke mange signaler der er rentoner. De fleste er mere komplicerede og deres egenskaber ændrer sig typisk over tid. Ofte er det ikke særligt informativt blot at



**Figur 24** Det øverste fuldt optrukne signal,  $g_{emg}(t)$  kan vises at bestå af fem rentoner med hver sin frekvens, amplitude og fase. Disse tre parametre er beskrevet til højre for rentonerne.



**Figur 25** Grafisk illustration af styrken af de i figur 24 indgående rentoner. Et realistisk signal vil indeholde (uendeligt) mange rentoner og grafen vil derfor fremstå som en jævn kurve, ikke nogle få søjler.

se på signalets variation over tid, men hvis man ikke desto mindre skal beskrive et givent signal, så har man brug for værktøjer hertil. Der findes mange forskellige, men det mest grundlæggende værktøj går i korthed ud på at opfatte en hvilken som helst signalstump<sup>1</sup>,  $g_x(t)$ , som summen af en uendelig række af rentoner af formen i (7):

$$g_x(t) = \sum_{n=1}^N A_n \sin(2\pi f_n t + \varphi_n) \quad (8)$$

hvor  $N$  er uendelig stor. I praksis vil  $N$  dog være begrænset, fx til 1000.

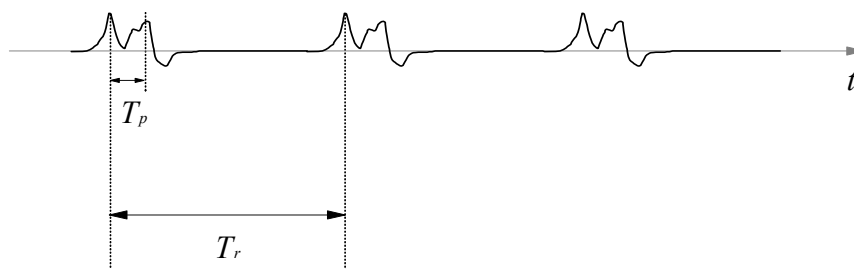
Eksemplet i figur 24 tjener til illustration af dette. Her er øverst vist et tænkt EMG-signal, hvis egenskaber ændrer sig (langsomt) over tid. Indenfor et kort tidsinterval kan signalets egenskaber regnes konstante (vist med fuldt optrukket linie). Det kan vises, at denne signalstump kan dannes ved at addere et passende antal rentoner, hver med sin amplitude, frekvens og fase. Dette er angivet til højre for de fem nederste plots.

Det bemærkes, at signalet i figur 24 er et tænkt signal. Et realistisk signal vil indeholde væsentligt flere rentoner, i princippet uendeligt mange; en karakterisering af realistiske signaler må dog af praktiske grunde begrænset til et endeligt antal rentoner, hvorfor der altid bliver tale om en tilnærmelse.

Hvad kan man bruge dette til? Jo, hvis EMG-signalet  $g_{emg}(t)$  er målt på kroppen og man laver den omtalte opsplnitning, så ses det, at der typisk er en 50 Hz-komponent i signalet. Denne kunne let stamme fra lysnettet og ville være svær at identificere direkte ved visuel inspektion af  $g_{emg}(t)$ . Informationen kan vises grafisk, som det ses i figur 25. Dette plot kaldes et (magnitudo)spektrum. Det er altså muligt at beskrive et signal ved at angive hvilke rentonefrekvenser det består af, og de dertil hørende amplituder og faser. I daglig tale vil man ofte blot sige at “signalet har frekvenser ved 35, 41, 43, 50 og 65 Hz.”

Den teknik, der anvendes for at skabe figur 25 kaldes en *Fouriertransformation*. For at udregne et signal ud fra dets spektrum, foretages den omvendte operation kaldet *invers Fouriertransformation*. Disse transformationer laves direkte ved at udføre en stor mængde beregninger på de indgående værdier i signalstumpen. I dette kursus betragtes transformationerne som en “sort boks”, dog vil beregningsmetoden blive skitseret antydet under forelæsningerne.

1. Tilpas kort til, at vi kan sige, at signalets egenskaber er konstante.



**Figur 26** Individuelle MUP.

### 5.3 Begrebet frekvens

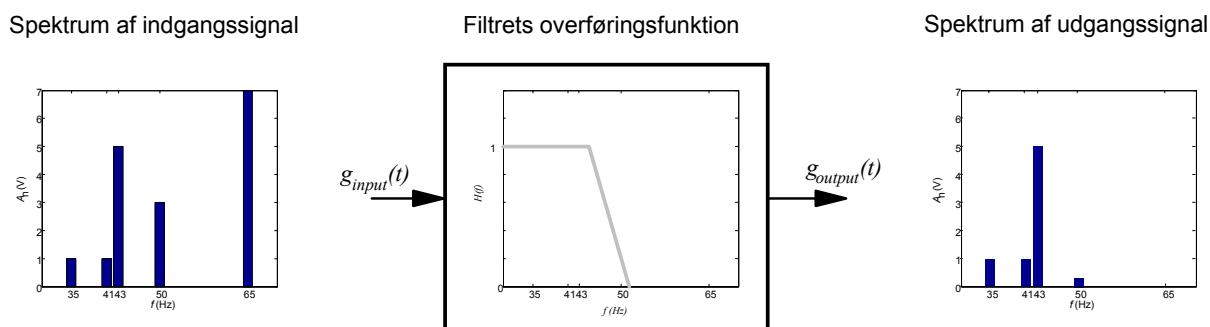
Hvad er frekvens? Det betyder her “(ens) hændelser per tidsenhed”. For eksempel antallet af sinusvingninger per sekund eller antallet af impulser per sekund.

Når man skal arbejde med EMG-signaler er det vigtigt at være opmærksom på de indgående frekvensmål. På figur 26 ses en række individuelle MUP målt med elektroden i figur 22. Det ses, at hvert MUP ligner et par perioder af en rentone, og at en svingning har en længde på cirka  $T_p$ . Frekvensen af denne rentone vil være  $f_p = 1/T_p$ . Da der kun er tale om én puls og da hver puls kun “ligner” en rentone, har vi ikke blot én frekvens, men *mange* frekvenser centreret omkring  $f_p$ . Et eventuelt filter til filtrering af signalet i figur 26 skal således lade frekvenser omkring  $f_p$  slippe igennem. Overvej hvor stor frekvensen  $f_p$  cirka skal være! Ud over det, viser figur 26 afstanden mellem to på hinanden følgende MUP. Denne er det inverse af “fyringsfrekvensen” for hele motorenheden:  $f_r = 1/T_r$ , som også er berørt i afsnit 3.5.

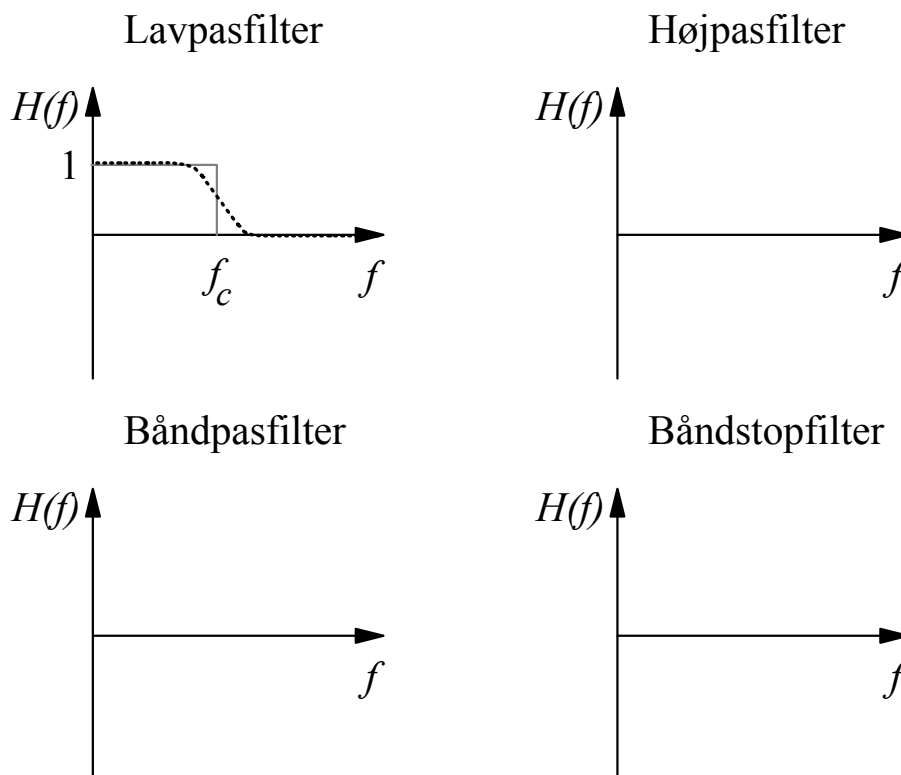
**Opgave 5** Hvad er en typisk værdi for fyringsfrekvensen? Fyrer nerven med samme fyringsfrekvens?

### 5.4 Filtre

Efter passende jording, afskærmning og anvendelse af en differensforstærker - som beskrevet i kapitel 4.3 - er *filtrering* det sidste man kan gøre ved elektrodesignalet for at fjerne uvedkommende signalkomponenter, inden man begynder at analysere signalet (for fx rms-værdi eller middelfrekvens). Et filter er i dette kursus ligeledes en “sort boks” som har en såkaldt overføringsfunktion der kun tillader visse rentonefrekvenser at gå uhindret igennem. Dette er illustreret i figur 27, hvor det tænkte eksempel fortsættes.



**Figur 27** Princippet i filtrering. Til venstre ses spektret af indgangssignalet. I midten ses overføringsfunktionen for filtret. Til højre ses spektret af udgangssignalet. Det ses at to af frekvenskomponenterne er filtreret fra, den ene så kraftigt at den ikke kan ses.



**Figur 28** Overføringskarakteristik for de fire grundlæggende filtertyper. Filtrets overføringskarakteristik (eller dæmpning),  $H(f)$ , er vist som funktion af frekvens. Den fuldt optrukne linie er det ideelle filter, mens den stiplede linie viser et muligt realistisk filter. I området hvor  $H(f) = 1$ , lader filteret alle frekvenser passere uhindret. Tegn selv de resterende tre filterkarakteristikker.

Fordelen ved at bruge præsentationen af signalet i figur 25 skulle nu træde tydeligt frem. I venstre del af figur 27 ses spektret af inputsignalet til filtret, det vil som sagt sige hvilke rentoner inputsignalet består af. I midten ses et lavpasfilters overføringsfunktion. Den vandrette akse angiver her frekvens lige som for spektret. For at se, hvordan et signal filtreres for uønskede frekvenskomponenter, multipliceres det rå signals spektrum med filterets overføringsfunktion. Resultatet af dette er spektret af det filtrerede signal, vist til højre. Det ses, at den kraftige komponent ved 65 Hz er væk (det vil sige, dæmpet meget kraftigt), mens 50 Hz-komponenten er dæmpet en del. Det er med andre ord "lige til" at specificere hvilket filter og hvilken karakteristik man ønsker for en given anvendelse.

Overføringsfunktionen i dette eksempel er næsten ideel, idet den er flad (med en forstærkning på 1) i gennemgangsområdet og falder til "en meget lav værdi" i stopområdet (den kan aldrig blive helt nul).

Et filter er altså en anordning eller algoritme, designet til at dæmpe visse frekvenser, mens andre passerer igennem upåvirket. Frekvensintervallet der dæmpes, kaldes *stopbåndet*, mens intervallet der passerer upåvirket igennem kaldes *pasbåndet*. Generelt findes der 4 typer filtre: lavpas, højpas, båndpas og båndstop. Lavpasfiltre kendetegnes ved at alt over en given afskæringsfrekvens (cut-off frequency,  $f_c$ ) dæmpes. Ved højpasfiltre dæmpes alt under afskæringsfrekvensen. Båndpasfiltre virker ved at dæmpe alt bortset fra et givent frekvensinterval; der er her 2 afskæringsfrekvenser. Båndstopfiltre virker modsat, ved at tillade alle frekvenskomponenter at passere, bortset fra et specifikt (ofte smalt) frekvensinterval; for dette filter er der også 2 afskæringsfrekvenser. Som eksempel kan nævnes et anti-aliasingsfilter, der er et analogt lavpasfilter med lidt under den halve samplingfrekvens som afskæringsfrekvens; det vil sige at alt over den halve samplingfrekvens dæmpes.

**Opgave 6** Lavpasfiltrets overføringskarakteristik er vist i figur 28. Tegn selv de resterende tre filtertyper.

I signalanalysen som vil blive gennemgået senere i studiet, vil ovenstående blive mere formelt introduceret og uddybbet yderligere.

### 5.5 Digitalisering (sampling)

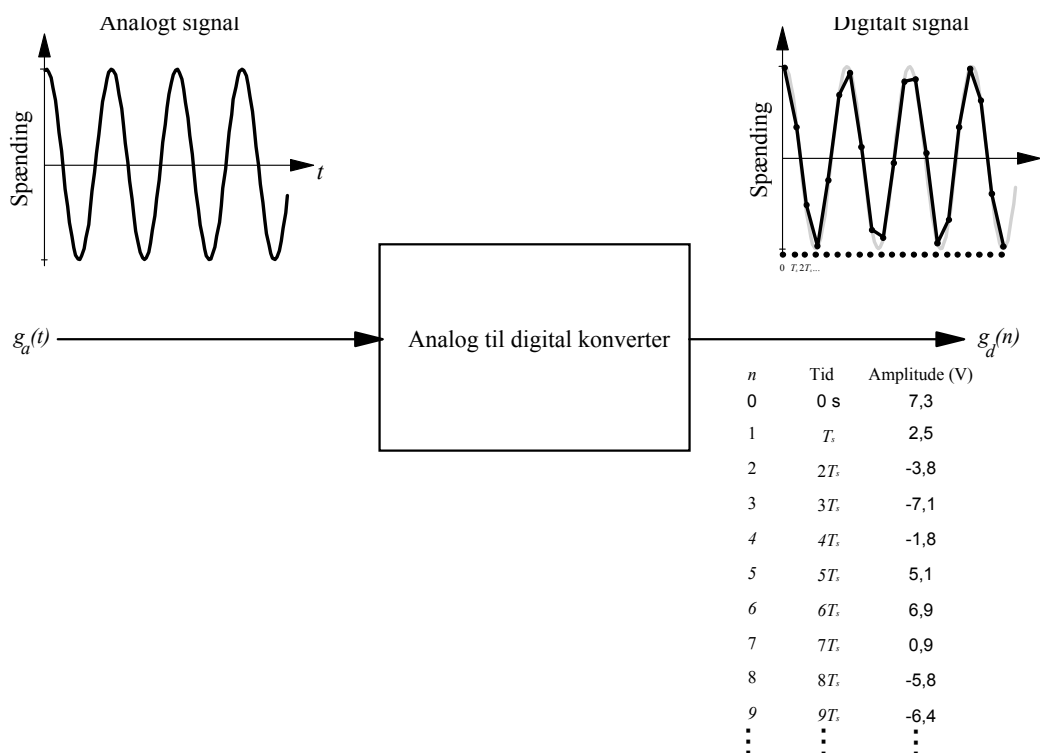
Stort set alle signaler der optages ved nerve- og muskelaktivitet, analyseres med anvendelse af computere. Analyse og dekomposition (opdeling i rentoner) foregår ved brug af avancerede matematiske algoritmer, der nødvendiggør at det optagne signal udtrykkes som en numerisk sekvens (altså en række af tal). Dette opnås ved hjælp af en analog-til-digital konverter (A/D-konverter) som er et elektronisk kredsløb der ofte sidder i computeren. Det digitale signal opnås ved at man med regelmæssige tidsintervaller,  $T_s$ , måler det analoge signals øjeblikkelige størrelse (amplitude). Dette er illustreret i figure 29. Hyppigheden hvormed man måler signalet, kaldes samplefrekvensen,  $f_s = 1/T_s$ , og hvis denne er mere end dobbelt så høj som den højeste frekvens i det målte signal, kan det oprindelige signal genskabes, ud fra de digitale data. Dette krav kendes som Nyquist theoremet, efter Harry Nyquist:

$$f_s > 2f_{max} \tag{9}$$

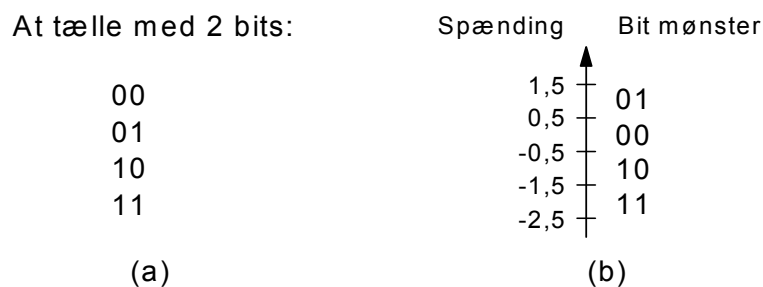
Typisk vil man vælge  $f_s$  noget højere end nødvendigt, hvorved signalet siges at være *oversamlet*. Hvis man vælger en frekvens lavere end angivet ved (9) kaldes det *undersampling*. *Undersampling* resulterer i såkaldt aliasering, hvorved der opstår en forkert tolkning af signalet. De samplingpunkter som er angivet på figure 29 er forbundet med lige streger, da værdierne mellem punkter jo ikke kendes. Prøv at lave det signal der ville være fremkommet med en samplingfrekvens der er en ottendedel. Med andre ord, tegn lige streger mellem hver ottende sample.

**Opgave 7** Hvilken frekvens har det nye samlede signal, sammenlignet med det oprindelige?

Aliasering medfører, at frekvenser liggende over den halve samplingfrekvens, “foldes tilbage” til frekvenser under den halve samplingfrekvens (ved  $f_s$  på 30 Hz vil støj fra lysnettet på 50 Hz, kunne ses



**Figur 29** Digitalisering af de analoge signal,  $g(t)$ . Til højre ses det digitaliserede signal,  $g(nT_s)$ . Øverst til højre er vist grafisk med sorte prikker at værdierne nu kun kendes til diskrete tidspunkter og nederst til højre vises den tilsvarende række af tal som de lagres i computeren.



**Figur 30** (a) De fire kombinationsmuligheder ved anvendelse af to bit. (b) Et eksempel på hvordan de fire kombinationsmuligheder kan repræsentere hvert sit spændingsinterval.

som frekvenskomponenter på  $50 - 30 = 20$  Hz). For at undgå aliasing, benyttes et filter før sampling af signalet. Dette filter fjerner alt over den halve samplingfrekvens, hvorved Nyquistkriteriet opfyldes.

I den idelle beskrivelse antages det at samplingen sker på uendelig kort tid, og at det samlede (digitale) signal derfor kan skrives som:

$$g_d(n) = g_a(nT_s) \quad (10)$$

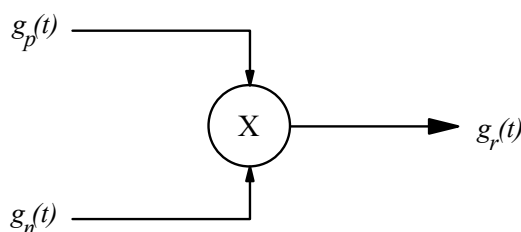
hvor  $n = 0, 1, 2, 3, \dots, N$  er index for det samlede signal og  $g_a(t)$  er det analoge signal.  $T_s$  er som nævnt den tidslige afstand mellem to samples (samplingperioden). Resultatet fra A/D konverteren er en diskretisering af det analoge signal, til en sekvens af numre der repræsenterer det oprindelige signal - på digital form. Ud over diskretisering af tiden, sørger A/D konverteren også for en diskretisering af amplituden, dette betegnes som kvantisering.

Når man måler et signals værdi til en bestemt tidspunkt, så kan man altid gøre det mere præcist. Hvis man for eksempel udregner  $\sin(0.2)$  på sin lommeregner, fremkommer resultatet med mange - men dog et begrænset antal - decimaler. Egentligt er der uendelig mange decimaler. Til praktiske formål, er det imidlertid ikke nødvendigt at kende særlig mange decimaler. Da det samtidig er sådan, at tal i en computer kun kan repræsenteres med et endeligt antal decimaler, må man vælge et fornuftigt kompromis.

I en computer er data lageret i bit. En bit er den mindste informationsenheden i en computer og kan antage værdien nul eller en. Ordet kommer fra engelsk *binary digit* (altså binært ciffer).

Et eksempel: Antag at tal i en computer kun kan repræsenteres ved to bit. Det giver de fire kombinationsmuligheder der er vist i figur 30a. Rent matematisk er det  $2^n$ , hvor  $n$  er antallet af bit, her 2. Man kan herefter vælge at lade hver kombinationsmulighed svare til et spændingsinterval. Et eksempel herpå er vist i figur 30b. Den binære værdi "00" repræsenterer altså spændingsområdet -0,5 V til 0,5 V. Når først vi står med den digitale værdi "00" i hånden, ved vi altså kun at spændingen i virkeligheden lå et sted mellem -0,5 V til 0,5 V. I de fleste tilfælde vil dette være nok.

Under målingerne bruges en 12-bit analog-til-digitalkonverter. 12 bits svarer til  $2^{12} = 4096$  niveauer! Hvis de fordeles ligeligt over spændingsområdet -10 V til 10 V, fås at hvert spændingsområde er på  $20\text{V}/4096 \sim 4,9$  mV. Det er sjældent nødvendigt at kende spændingen mere præcist.



**Figur 31** Model der viser at et realistisk signal,  $g_r(t)$ , kan opfattes som summen af et teoretisk støjfrit signal  $g_p(t)$  plus et støjsignal  $g_n(t)$ .

## 5.6 Støj

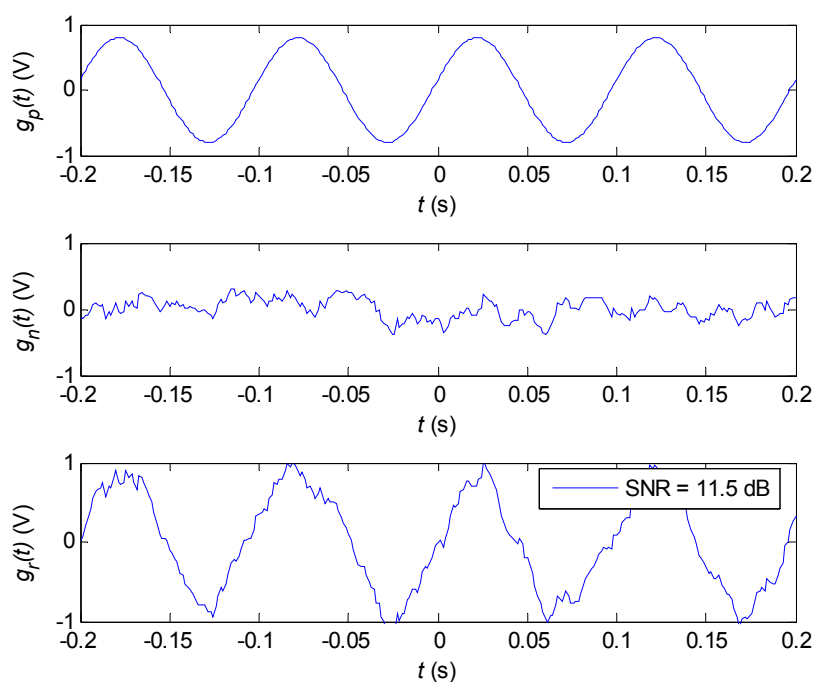
Et signal målt i praksis vil i næsten alle realistiske situationer indeholde støj. Normalt opfatter vi denne støj som additiv, det vil sige at det målte signal (*realistic, r*) opfattes som summen af støjsignalet (*noise, n*) og det støjfri signal (*pure, p*), som illustreret i figur 31. Vi har således:

$$g_r(t) = g_p(t) + g_n(t) \quad (11)$$

Figur 32 viser et eksempel på de tre signaler i (11). Støjen er typisk tilfældig, således at den ikke kan forudsiges. Vi kan således kun beskrive den med statistiske parametre, hvor udtryk for støjens middellamplitude og middeffekt er blandt de vigtigste. Et signal, der kun kan beskrives med statistiske parametre kaldes *stokastisk*.

Et støjsignal kan opsplittes i rentoner, helt på samme måde som et hvilket som helst andet signal. En anden vigtig "parameter" er derfor støjens frekvensspektrum, som fortæller hvilke rentoner støjen typisk kan opdeles i. Hvis støjen er såkaldt *hvid*, vil alle frekvenser statistisk set være lige sandsynlig.

Støjens middellamplitude kan for eksempel beskrives via dens rms-værdi (rms-værdien er beskrevet i afsnit 6.5). Man kunne også udregne støjens effekt (power). Sidstnævnte indgår i et mål for signal-støjforholdet:



**Figur 32** Støjfrit signal, støjsignal og støjfyldt signal.

$$SNR_p = \frac{\int_0^T (g_p(t))^2 dt}{\int_0^T (g_n(t))^2 dt} \sim \frac{\int_0^T (g_r(t))^2 dt}{\int_0^T (g_n(t))^2 dt} \quad (12)$$

Den første brøk udtrykker forholdet mellem energien af det rene signal og energien af støjsignalet. Begge udregnes inden for en given periode, her fra 0 til  $T$ . Da det rene signal sjældent kendes, benyttes det støjfyldte signal ofte som erstatning, som vist i brøken til højre. Estimatet af støjen bliver derfor mindre korrekt jo større støjen er.

Det skal understreges, at idet støjsignalet er stokastisk (og det rene signal også vil være det, hvis det for eksempel kommer fra en muskel), så vil udregningen af energien inden for et kort tidsinterval være et *estimat* af den sande værdi. Derfor vil signal-støjforholdet kun være et estimat.

Ofte vælger man at angive signal-støjforholdet i dB, ved at beregne:  $SNR_{dB} = 10\log_{10}(SNR_p)$ . Se mere om dB senere.

## 6 Grundlæggende om målinger

Medicinsk behandling og forskning baserer sig i meget høj grad på emperi, hvor grundlaget er målinger på den levende organisme eller prøver udtaget herfra. Det er derfor vigtigt at forstå disse måledatas egenskaber, hvordan man kan tillade sig at behandle dem og hvilke konklusioner man kan drage ud fra dem. Der er tale om et meget stort område og kun nogle få vigtige aspekter er behandlet her. Visse aspekter af dette kapitel er sikkert velkendt for nogle, men indholdet skal ligge på rygmarven, for at man kan skrive en god rapport.

### 6.1 Kvalitative og kvantitative data

Data fra målinger kan være *kvalitative* eller *kvantitative*. Som et eksempel på førstnævnte kan nævnes tilstedeværelsen eller fraværelsen af “noget”, køn, race, hudfarve og så videre. Disse data kan igen inddeles i to typer:

- *nominal skala* hvor der ikke er nogen indbygget orden de kan sorteres efter (eksempel: mand, kvinde) og
- *ordinal skala* hvor der er en orden, men hvor man ikke kan sige noget om forskellen mellem de enkelte udfald (eksempel: Svarene på sætningen “dette produkt er smukt” kunne være: “meget uenig”, “uenig”, “neutral”, “enig”, eller “meget enig”. Vi ved intet om afstanden mellem “uenig” og “neutral” er den samme som mellem “enig” og “meget enig”).

For kvantitative data er der ofte tale om tal med tilhørende enheder. Her er der to muligheder:

- Tal der ligger i intervaller med arbitrære referencepunkter, så som for eksempel Celsiusskalaen. Her kan man for eksempel *ikke* sige at  $20^\circ\text{C}$  er dobbelt så høj en temperatur som  $10^\circ\text{C}$ .
- Tal der ligger i intervaller med absolutte referencepunkter, så som for eksempel Kelvinskalaen ( $0^\circ\text{K}$  svarer til  $-273,16^\circ\text{C}$ ). Her kan man godt sige at  $300^\circ\text{K}$  er dobbelt så høj en temperatur som  $150^\circ\text{K}$ .

I begge tilfældene er afstanden mellem to tal den samme, ligegyldigt hvor på skalaen man er.



## 6.2 Betydende cifre

Hvis man vil udregne en persons *Body mass index*, udregner man personens vægt divideret med personens højde i anden. Lad os antage at vægten viser 76,2 kg og at vægten oplyser at den har en usikkerhed på 2%. Det betyder at massen på vægten ligger mellem 76,2×0,98 kg og 76,2×1,02 kg. Højden aflæses til 1,79 m og det opgives at usikkerheden her er på 1%, så den sande højde ligger inden for 1,79×0,99 m og 1,79×1,01 m. Det minimale og maksimale BMI er således

$$\text{BMI}_{\min} = 76,2 \times 0,98 \text{ kg} / (1,79 \times 1,01 \text{ m})^2 = 22,8472 \text{ kg/m}^2 \quad (13)$$

$$\text{BMI}_{\max} = 76,2 \times 1,02 \text{ kg} / (1,79 \times 0,99 \text{ m})^2 = 24,75021 \text{ kg/m}^2 \quad (14)$$

hvoraf det ses, at BMI i dette tilfælde højst bør angives med to cifre. Bemærk i øvrigt at dette index har en SI-enhed.

Det er således vigtigt, at man ikke opgiver et måleresultat med flere betydende cifre end målingen berigtiger til. Ovenstående fejl har med måleinstrumenterne at gøre. Men da der er tale om levende organismer, er der flere årsager til variation. En persons vægt er ikke konstant, man behøver blot at drikke et glas vand for at forøge den. Tilsvarende, kan man stå mere eller mindre ret, når man får målt højden, og man er faktisk højere om morgenen end om aftenen. Endvidere, hvis personen bliver stående helt passivt på vægten, hvad vil der så ske med personens vægt?

Antallet af betydende cifre tælles som de indgående cifre bortset fra foranstillede nuller. Der er således lige mange betydende cifre i 0,00123; 1,23; 123; 1,00. Bemærk at disse tal er enhedsløse. Målinger vil ofte have en enhed, for eksempel 33,4 kg, hvilket ikke er det samme som 33,4. Alle enheder vi anvender er SI-enheder og detaljer om disse kan for eksempel findes på: <http://physics.nist.gov/cuu/Units/>.

I konventionel videnskabelig notation anvendes en eksponent. De fire tal fra rækken før vil her hedde:  $1,23 \times 10^{-3}$ ;  $1,23 \times 10^{-0}$ ;  $1,23 \times 10^2$ ;  $1,00 \times 10^0$ . Eksponenten er det tal som er skrevet i "superscript". I MATLAB ville de tilsvarende tal hedde: 1.23e-3; 1.23e0; 1.23e-2; 1.00e0. Endvidere arbejder MATLAB (endnu) ikke med enheder, så dem må man selv holde styr på, og gerne indsætte dem som kommentarer i programmet.

Bemærk, at der er en vis forskel på notationen brugt i amerikansk ( $1,234.55$ ;  $1,000,000,000 = 10^9 = 1$  billion) og i det meste af resten af verden, herunder dansk ( $1.234,55$ ;  $1.000.000.000 = 10^9 = 1$  milliard). Og så videre. Eksemplerne i parentes betyder det samme.

## 6.3 Når et større talsæt skal beskrives

Hvis man måler blodtrykket hos 100 normale personer, for at få en ide om hvad der er normalt, vil det være upraktisk at opgive alle disse 100 tal. Man udregner derfor parametre, som beskriver tallene. Disse kan blive meget komplicerede, men de mest almindelige er *middelværdi*, *median* og *standardafvigelse*.

Middelværdien (*average* eller *mean value*) eller den aritmetriske middelværdi af en række tal,  $x_n$ , udregnes som summen af tallene, divideret med antallet af tal,  $N$ .

$$\mu = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_n) \quad (15)$$

Medianen er den værdi der ligger midt i datasættet, dersom man sorterer det i, for eksempel, stigende orden. I det tilfælde, at der er et lige antal værdier, tager man middelværdien af de to midterste.

Standardafvigelsen (*standard deviation*) er et mål for den typiske afvigelse fra middelværdien. I tilfældet med blodtrykkene, er lægen ilde stedt, hvis han kun ved hvad middelværdien er, men ikke kendte den typiske afvigelse

### Opgave 8 hvorfor?

Standardafvigelsen kan udregnes som

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (x_n - \mu)^2} \quad (16)$$

hvor  $x_n$  er de enkelte tal (for eksempel blodtryksværdierne),  $N$  er antallet af disse  $x_n$ 'er og  $\mu$  er middelværdien af disse.  $x_n$ ,  $\mu$  og  $\sigma$  har alle samme fysiske enhed.

## 6.4 Decibel

En decibel er en tiendedel bel (opkaldt efter Alexander Graham Bell (1847-1922)) og bruges typisk om forholdet mellem to værdier. Hvis for eksempel effekten af et signal der kommer ud af en forstærker er  $P_o$ , når effekten af det signal der sendes ind er  $P_i$ , så kan man få et mål for forstærkerens virkning ved at tage forholdet mellem de to effekter  $P_o/P_i$ . Dette forhold er selvfølgelig enhedsløs. Det tilsvarende mål i dB vil være:

$$G_{dB} = 10 \log_{10}(P_o/P_i) \quad (17)$$

Hvis man i stedet havde målt udgangs- og indgangsspændingen,  $V_o$  og  $V_i$  ville man kunne udregne forstærkningen som

$$G_{dB} = 20 \log_{10}(V_o/V_i) \quad (18)$$

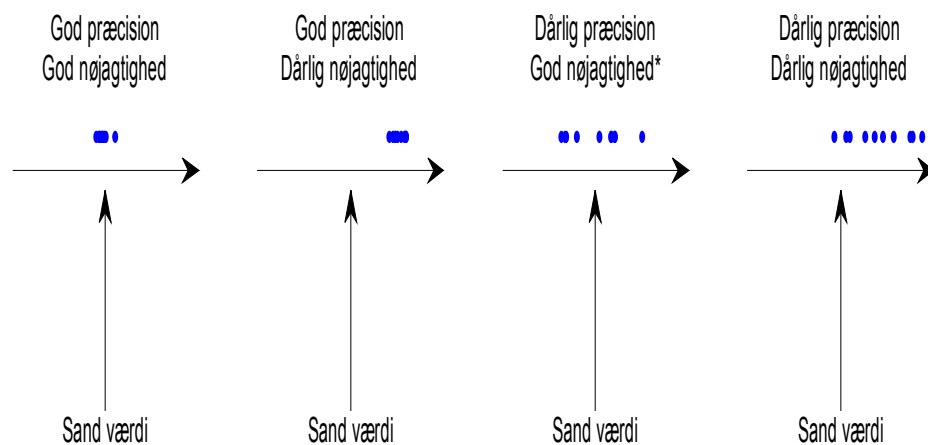
Begge ligninger ville så give det samme resultat i dB.

### Opgave 9 Hvorfor ganges med 10, henholdsvis 20 i ligningerne ovenfor?

En anden anvendelse er ved udregning af signal-støjforholdet (se tidligere). Det bemærkes, at fordi der anvendes logaritme, vil et forholdsvis stort talområde, for eksempel intervallet 0,1 til 1.000.000.000 kunne beskrives ved hjælp af decibel fra blot -10 til 90 dB. Det bemærkes endvidere, at selv om man skriver for eksempel 10 dB, så er "dB" faktisk ikke en enhed, da de SI-enheder der oprindeligt indgår, ophæver hinanden i ligningerne (17) og (18). Slutteligt skal det nævnes, at da dB anvendes for forhold, kan man for eksempel ikke angive hvad spændingen af et 1,5 V batteri er i dB.

## 6.5 rms værdier

Hvis man måler et elektrisk signal, vil det typisk have positive og negative værdier. Hvis disse er fordelt perfekt omkring nul, vil der være tale om en ren vekselspænding (*alternating current*, AC). Middelværdien vil her være nul og tjener dermed kun til at beskrive at der er tale om en ren vekselspænding eller om den forelagte spænding har en DC-værdi eller DC-komponent (*direct current*, DC). Selve spændingens styrke afsløres derfor ikke blot ved at beregne en middelværdi. Til dette formål anvendes typisk et mål der hedder *root-mean-square-værdien*, som er nært beslægtet med standardafvigelsen. Hvis signalet kaldes  $g(t)$  er dets rms-værdi:



**Figur 33** Grafisk illustration af begreberne nøjagtighed og præcision. Der er fire forskellige situationer. Hver prik angiver værdien på den vandrette akse af en måling. Det ses at ved stor spredning (høj standardafvigelse) bliver præcisionen dårlig. \* = I dette tilfælde er nøjagtigheden god, hvis der foreligger (og midles over) mange målinger.

$$g_{rms} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T g^2(t) dt} \quad (19)$$

hvor der her er integreret over (tids)perioden 0 til  $T$ . Det vil sige, vi kender ikke rms-værdien *uden* for dette interval, så den værdi der udregnes er således et estimat af den sande værdi for hele signalet over uendelig tid.

Hvis signalet var resultatet af en måling der netop forløb i tidsintervallet mellem 0 og  $T$ , kunne man påstå at der ikke var tale om et estimat. Men hvis man lavede flere målinger efter hinanden vil man se at disse resultat varierede, og hvert resultat vil så være et estimat af den sande værdi, som man i princippet kunne opnå ved at måle uendeligt mange gange.

Bemærk slutteligt, at rms-værdien af en AC spænding er lig den DC spænding der afsætter samme effekt i en given modstand.

### 6.6 Præcision og nøjagtighed

Nøjagtigheden (*accuracy*) af en måling udtrykker hvor langt måleresultaterne ligger fra en accepteret referenceværdi (den sande værdi), mens præcisionen (*precision*) vedrører spredningen af måleresultaterne. Dette er grafisk illustreret i figur 33.

I figur 33a ligger de målte værdier tæt på hinanden og omkring den sande værdi. Her kan brugeren være tilfreds. I figur 33b er situationen den samme bortset fra at alle værdier konsekvent er forskellige fra den sande værdi (her: for store) - der er et *offset*. Hvis brugeren kender dette, eller ej generes heraf, så kan han også være tilfreds.

Bemærk, at det er mest hensigtsmæssigt at bruge kvalitative betegnelser for hvor god/dårlig nøjagtigheden og præcisionen er, i stedet for at bruge ordene høj/lav. Dette skyldes dels at nøjagtighed og præcision ikke er defineret ved en formel, dels at man kan blive i tvivl om hvad der menes.

## 7 Afsluttende bemærkninger

Forfatterne er klar over, at denne note er meget kortfattet, og det er helt naturligt at man som læser ikke forstår alt ved første gennemlæsning. Læs noten igen på et senere tidspunkt og diskutér indholdet med dine medstuderende!

## 8 Tak til

Professor Liselotte Højgaard for inspirerende formuleringer og studerende Thomas Bentsen, Laura Frisenfeldt Horn, Michael Johannes Pihl og Jonas Henriksen for korrekturlæsning. Tak til studerende på optag 2005. Endelig mange tak til lektor Kaj-Åge Henneberg for værdifuld input til denne note og til forelæsningerne.

## 9 Litteratur

- [1] Andersen OT: Noter til Analogelektronik, kap. 8. Institut for Informationsteknologi, DTU 1997.
- [2] Andreassen S, Rosenfalck A: Single motor unit recording. Proc. IV Nordic Meeting on Medical and Biological Engineering, Lyngby 1977.
- [3] Betænkning vedrørende afskærmning af lokaler og stærkstrømsinstallationer i Rigshospitalets nybyggeri, samt støjdemning af maskiner og apparater på hospitalsområdet, 1964.
- [4] Bille B: Ionic channels in nerve membranes. Progress in Biophysics and Molecular Biology 27 p. 1-32, 1970.
- [5] Buchtal F: Electromyography in the evaluation of muscle diseases. Methods in clinical neurophysiology, Vol. 2 No. 2, p. 25-52, 1991.
- [6] Ganong 1987, A. Mosfeldt Laursen 1976 eller Kuffler & Nichols 1977.
- [7] Hodgkin AL: The Conduction of the Nervous Impulse. Liverpool University Press 1967.
- [8] Katz B: Nerve, Muscle and Synapse, McGraw-Hill 1966.
- [9] Lester HA: The Response to Acetylcholin. Scientific American 236 p.106-118, Febr. 1977.
- [10] Lippmann RP: An introduction to computing with neural nets. IEEE ASSP Magazine p.4-22, April 1987.
- [11] Murray JM & Weber A: The Cooperative Action of Muscle Proteins. Scientific American 230 p.58-71, Febr. 1974.
- [12] Rosenfalck P: Intra- and extracellular potential fields of active nerve and muscle fibers. Acta Physiologica Scandinavica, Suppl. 321, 1969.
- [13] Swanson DK, Webster JG: A Model for Skin-Electrode Impedance. In: Miller HA, Harrison DC, eds.: Biomedical Electrode Technology. Theory and Practice. Acad. Press Inc. 1974.
- [14] Stålberg E: Quantitative analysis of individual motor unit potentials: A Proposition for standardized terminology and criteria for measurement. Journal of clinical neurophysiology, Vol. 3 p. 313-348, 1986.
- [15] Zeuthen T: Electrode potential and small-signal impedance of metal microelectrodes. DTH 1972.
- [16] John G. Webster (Ed.): Medical Instrumentation: Application and Design. John Wiley and Sons. New York. 1998.

## 10 Appendiks

Dette appendix indeholder en række kapitler som uddyber en del af emnerne i de foregående kapitler. Nogle henvender sig mest til de interesserede læsere, mens andre (appendix 10.2) er direkte eksamensrelevante.

### 10.1 Medicinsk terminologi

Den såkaldte lægelatin er et glossarium, som anvendes dels til anatomiske betegnelser og dels til beskrivelse af sygdomstilstande. Sproget er opstået i den periode, hvor latin og græsk var i højsædet som

de lærdes sprog, og er sammensat af ord fra disse sprog, afslebet og tilpasset med danske bøjningsformer og lignende. De væsentligste fordele ved dette sprog er, at det er mere præcist og entydigt end dansk dagligsprog, samt at det er internationalt.

Hovedparten af de specielle medicinske termer er sammensatte ord, bestående af en stamme af græsk eller latinsk oprindelse tilknyttet forstavelser og/eller endelser. Ved visse organer benyttes både den latinske og den græske ordstamme. Det latinske ord for nyre er *ren* og det græske *nefros*. Af den latinske stamme dannes for eksempel tillægsordet renal (renalfunktion med flere) og renografi (nuklearmedicinsk billeddannelse til undersøgelse af nyrefunktionen), medens den græske nyre er fader til nefropati (nyresygdom), nefritis (nyrebetændelse) og mange andre. Endelsen *-itis*, der betyder betændelse, hører til dem, der ofte anvendes i en fordansket udgave *-it*, som mere bekvemt glider ind i sproget: bestemt form nefritten og så videre.

Den følgende liste indeholder forstavelser og endelser, som anvendes hyppigt i medicinsk terminologi, med tilhørende eksempler:

a-/an-	uden	apnø - standsning af åndedrættet, anæmi - blodmangel
dys-	dårlig	dysfunktion, dyspnø - åndenød
endo-	indre	endoskop - instrument til undersøgelse af indre hulrum
hemi-	halv, halvsidig	hemisfære, hemiplegi - halvsidig lammelse
hyper-	over, forhøjet	hypertension - forhøjet blodtryk
hypo-	under, formindsket	hypoxi - iltmangel
inter-	mellem	intercellulær, intercostalrum - ribbensmelletrum
intra-	inden, ind i	intramuskulær, intracardiel - inden i hjertet
peri-	rundt om	pericarditis - betændelse i hjertesækken
per-	gennem	perkutan - gennem hud, peroralt - gennem munden
post-	efter, bagved	postoperativ, postsynaptisk - efter synapsen
sub-	under	subnormal, subkutan - i underhuden
tetra-	fire	tetraplegi - lammelse af både arme og ben
-algi	smerte	myalgi - muskelsmerter, analgetika - smertestillende midler
-gen	stammende fra	neurogen - stammende fra nervesystemet
-itis	betændelse	appendicitis - betændelse i blindtarmsvedhæng (appendiks)
-pati	sygdom, lidelse	myopati, neuropati - muskel/nervesygdom
-skopi	betragten	rektroskopi - undersøgelse af endetarmen
-trofi	næring, vækst	prostata hypertrofi - forstørrelse af blærehalskirtlen
-tomi	snit	appendektomi - fjernelse af blindtarmsvedhæng
-æstesi	følelse	anæstesi - følelsesløshed/bedøvelse
-æmi	blod	uræmi - forgiftning med urinstoffer i blodet

En kort liste over græske og latinske anatomiske betegnelser (stammer) er følgende:

auris	øre	cardium	hjerte
costa	ribben	derma	hud
esophagus	spiserør	gaster	mave
hemo/hæmo	blod	hepar	lever
myelos	marv	ostium	mund el. åbning
pleura	lungehinde	pneumones	lunger
sternum	brystben	thorax	brystkasse
trachea	luftrør	ventrikel	hulrum

Ventrikel bruges om mavesækken, samt andre hulrum i legemet, især hjertekamrene og de væskefyldte hjernehulrum.

Til definition af billedplaner ved anatomiske illustrationer eller ved diagnostisk billeddannelse anvendes betegnelserne:

*horisontalplan*, som er synonymt med transversalplan, et plan vinkelret på kroppens længdeakse (populært kaldet guillotinesnit),

*frontalplan*, synonymt med coronalplan, det vil sige snit parallel med forsiden (fronten) af personen og

*sagittalplan* (latin: sagita = pil), som er ethvert plan parallel med medianplanet (gennem rygsøjle og navle).

Endelig er der i medicinsk sprog ofte behov for relative stedangivelser. Hertil bruges hyppigst følgende ord:

proximal/distal	hen imod/bort fra midten af kroppen
dexter/sinister	højre/venstre
superior/inferior	oven for/ neden for
anterior/posterior	foran/bagved
lateral	mod siden af kroppen
medial	mod midten af kroppen

På kursets hjemmeside er angivet en række ordbøger over anatomiske og medicinske betegnelser, rækkende fra kittellomme-størrelse til 1000-kroners-klassen. I øvrigt skal bemærkes, at man kan komme langt med en engelsk ordbog, især hvis den indeholder etymologiske oplysninger. Mange af de latinske og græske ord, som bruges i medicinsk teknologi, er optaget i det engelske dagligsprog.

Den almindelige erfaring fra læge/ingeniør-samarbejde er, at lægelatinen ikke er noget reelt problem. De nødvendige gloser er hurtigt lært. Et andet problem kan ligge i forskelle i faglige traditioner og indlærte arbejdsmetoder. Komplexiteten af de fysiologiske “systemer”, som er lægens arbejdsområde, er langt større end for tekniske systemer, og lægen skal drage konklusioner og træffe ansvarsfulde beslutninger på et grundlag, der for det meste er usikkert og uspecifikt. Mangeårig skoling under uddannelse og praktisk arbejde kan derfor medføre forskelle i tænkemåde og udtryksform, som ingeniøren bør være opmærksom på og indleve sig i. Men også dette kan læres. Hovedsagen i et medikoteknisk samarbejde er gensidig respekt for faglig ekspertise.

## 10.2 El-sikkerhed

Hospitalsverdenen er på mange måder et specielt miljø, kendetegnet ved en række regler og forhold, som en medikoteknik-ingeniør må indstille sig på at leve med og arbejde ud fra, hvad enten der er tale om direkte ansættelse i sundhedssektoren eller i industrivirksomheder med tilknytning hertil.

Det højst prioriterede krav, er kravet om sikkerhed for patient og personale. Der er her særlige grunde til at se på forholdene ved el-sikkerheden, idet patienten, der oftest ligger i en hospitalsseng med jordforbindelse, hyppigt tilsluttes elektromedicinsk udstyr. Hertil kommer, at patienten kan være fysisk stærkt svækket og eventuelt ude af stand til at reagere normalt på elektrisk påvirkning.

Elektromedicinsk udstyr er *elektrisk udstyr til brug i patientomgivelser og tilknyttet patienten på en sådan måde, at dennes sikkerhed kan påvirkes*. Denne definition er hentet fra Stærkstrømsreglementets afsnit 135 “Elektromedicinsk materiel, almindelige bestemmelser”, hvor myndighedskrav og

forholdsregler på dette område er specificeret. I det følgende skal kort redegøres for de fysiologiske virkninger af elektrisk strøm og de vigtigste sikkerhedskrav.

Elektrisk strøm kan påvirke levende væv på tre måder:

1. Strømmen afsætter effekt i vævet og dermed varme, som afhængig af amplitude og varighed kan medføre forbrændinger.
2. En jævnstrøm kan forårsage vævsødelæggelse ved elektrolyse. for eksempel kan der ved langvarig brug af overfladeelektroder forekomme elektrokemisk ætsning af huden, fremkaldt af selv svage jævnstrømme.
3. Elektrisk strøm kan stimulere nerver og muskler med virkninger varierende fra svag kildren til voldsomme kramper, afhængig af frekvens og amplitude.

Af de nævnte virkninger er sidstnævnte den umiddelbart farligste. Mekanismen i stimulationen og muskelkontraktionen er nærmere beskrevet i kapitel 2. Hvad frekvensafhængigheden angår, ligger netfrekvensen 50 Hz beklageligvis midt i det område, hvor følsomheden for stimulation er størst. Ved frekvensen 10 kHz er følsomheden reduceret med en faktor cirka 5, og vekselstrømme med frekvenser over 100 kHz kan stort set ikke fremkalde stimulation, men eventuelt volde skade ved varmpåvirkning.

Det følgende skema angiver omtrentlig sammenhæng mellem effektivværdi af 50 Hz-strømme og deres virkning. Der kan være betydelige individuelle afgivelser - hos svage patienter ofte i uheldig retning. De angivne strømme antages at gå fra hånd til hånd, det vil sige strømtætheden i brystregionen er relativt lille.

- 1 mA: Strømmen mærkes i hånd og arm som en svag kildren.
- 5 mA: Strømmen mærkes, men er ufarlig.
- 10 mA: Der optræder kramper, hvor strømtætheden er størst. Personen er eventuelt ikke i stand til at slippe det spændingsførende udstyr. Strømmen kan give smerte ved varig påvirkning.
- 50 mA: Kraftig smertepåvirkning, eventuelt besvimelse. Hjerte og åndedræt fungerer intakt.
- 100 mA: Risiko for hjertekammerflimren (ventrikelfibrillation), det vil sige ukoordinerede kontraktioner i dele af hjertemuskulaturen med pumpestop til følge. Forbrændinger kan forekomme. Åndedrættet er intakt; men flimretilstanden, som kan fortsætte efter afbrydelse af strømmen, er dødbringende i løbet af få minutter på grund af manglende oxygentilførsel til hjernen.
- 5 A: Strømmen frembringer total kontraktion af hjertet. Åndedrættet er lammet. Hvis strømmen afbrydes efter kortvarig påvirkning, kan hjerte- og åndedrætsfunktionen genoptages. (Denne reset-mekanisme udgør princippet for genoplivning med defibrillator).

Som antydnet er det strømtætheden, der er afgørende for stimulationsvirkningen. Heraf følger, at risikoen forøges drastisk i de såkaldte *hjertenære systemer*, det vil sige måleopstillinger, hvor der indføres ledninger eller væskefyldte katetre i spiserøret eller via blodkar helt ind i hjertekamrene, for eksempel til måling af tryk eller blodhastighed.

I sådanne hjertenære systemer kan forstyrrelser i hjerterytmen fremkaldes af 50 Hz-strømme på kun 20  $\mu$ A. Risikoværdien for hjertekammerflimren er cirka 100  $\mu$ A, altså 1000 gange lavere end i hånd til hånd-situationen.

### 10.3 Miljøafledte krav til medicinsk udstyr

Ved udvikling og anvendelse af medicinsk teknologi er det nødvendigt stedse at have for øje, at det først og sidst er **patienten**, det hele drejer sig om. I valg af metode, udformning af udstyr og så videre må inddrages alle tænkelige aspekter med henblik på optimering af diagnostisk eller behandlingsmæssig værdi og minimering af risici og ulemper.

Det må ligge i blodet hos enhver, der færdes på et hospital, at patienten er et menneske, som på en eller anden måde er i nød eller krise og derfor er særlig følsom over for kommunikation fra andre, positiv som negativ. Når den forpinte og plagede patient ikke orker at samarbejde ved en undersøgelse, kan et opmuntrende smil være det, der får tingene til at glide. Den tankeløse bemærkning fremkaldt af øjeblikkets irritation kan slå næsten irreparable skår i forholdet mellem patient og personale. Særlig varsomhed er nødvendig over for patienter, som er stærkt afkræftede eller eventuelt delvis lammede, idet de kan være ude af stand til at reagere normalt på smerte eller anden påvirkning.

Pålidelighed og funktionssikkerhed er de primære krav til alt udstyr, der skal bruges til undersøgelse og behandling af patienter. Mange apparater bruges i kritiske situationer, hvor funktionssvigt kan få fatale følger.

Eftersom det sæt af symptomer og subjektive tilkendegivelser, som lægen bygger sin diagnose på, ofte er diffust og langt fra entydigt, vil resultater fra laboratorieundersøgelser og andre målinger blive tillagt betydelig vægt ved vurdering af patientens tilstand. Både konstruktøren, der udvikler måleudstyret, og teknikeren, der har ansvaret for vedligeholdelse og brug, må derfor altid gøre sig klart, at **målefejl har konsekvenser**.

Alvoren i disse konsekvenser ligger selvsagt i, at de vedrører et medmenneske, for hvem de kan betyde liv eller død. Apparatkonstruktøren, som eventuelt mener, at det er til at leve med, bør have in mente, at der også er tale om sekundære konsekvenser. Et stort antal virksomheder med medikoteknisk produktion er kørt i sæk af præmier til produktansvarsforsikring, eksempelvis over 10 % af omsætningen. Dette gælder særlig i USA, som har en hær af advokater, hvis levebrød er erstatningssager.

Egentlige apparatfejl er kun én side af sikkerhedsproblematikken. Apparater indgår i arbejdsprocedurer. Alle anstrengelser for at sikre sig mod offset-fejl og lignende er omsonst, hvis der forekommer svigt ved prøveidentifikationen. Hele proceduren skal indgå i sikkerhedsarbejdet, ligesom der ved apparatdesign skal tages hensyn til, at anvendelsesmiljøet kun sjældent kan betegnes som apparatvenligt.

Nogle af de miljømæssige forhold fremgår af følgende liste over supplerende krav til elektromedicinsk materiel. For visse af dem kan beskyttelsesklassifikationer med tilhørende kravspecifikationer og afmærkningsregler findes i Stærkstrømsreglementet afsnit 135.

**Beskyttelse mod fugt.** Vand, sprit og andre væsker til rensning og desinfektion kan volde alvorlige skader på elektronisk materiel. Blandt de simple regler med henblik på fugtbeskyttelse er at undgå chassishuller i overplader. Der opereres med forskellige kapslingsklasser: normaltæt, dryptæt, stænkæt og vandtæt, som angives med mærkning.

**Egnethed til sterilisering.** Sterilisering af udstyr eller dele til udstyr kan foretages med gas, autoklavering, stråling, ultralyd eller diverse væsker. Steriliserbart udstyr er udstyr, som tåler en sådan behandling uden forringelse af sikkerhed og driftsegenskaber. Tilsvarende gælder for desinficerbart udstyr, når brugsanvisningen følges.



**Ekspllosionssikkerhed.** Sikkerhed mod antændelse af brændbare luftarter er krav til udstyr, der skal anvendes i visse risikozoner, hvor eksplosive gasser kan forekomme. Eksempler er anæsthesimidler som æter og atmosfærisk luft, æter og oxygen med flere. Efter graden af sikkerhed klassificeres sådant udstyr som anæsthesisikkert udstyr af forskellige kategorier.

**Betjeningsvenlighed.** Ved udformning af apparatchassis er det vigtigt at overveje, hvem der skal bruge udstyret og i hvilke situationer. I hospitalsmiljøet gælder, at apparaturet ofte betjenes af læger eller af plejepersonalet, som ikke har ingeniørens tekniske baggrund, samt at der jævnligt optræder kritiske situationer, hvor der ikke er tid til studium af brugsanvisninger. Dette medfører krav om størst mulig enkelthed og overskuelighed, særlig i design af frontplade og betjeningsknapper, ligesom tilslutning af ledninger og eventuelt slanger skal være tydeligt afmærket.

**Robusthed** over for mekaniske påvirkninger er en nødvendighed for medicinsk udstyr, navnlig for apparater, som jævnligt transporteres på rulleborde. Også robusthed over for elektriske støjfelter kan være påkrævet. Visse hospitalsområder er kraftigt støjinficerede og kræver særlige EMC-foranstaltninger (electromagnetic compatibility) i form af afskærmning med videre, hvor der indgår følsomme forstærkerkredsløb.

**Dokumentation.** Kvaliteten af den skriftlige dokumentation for elektromedicinsk udstyr er vigtig (den indgår med betydelig vægt i den eventuelle aftagers valg af fabrikat). Brugsvejledningen bør være affattet i en overskuelig og let tilgængelig form på brugerens modermål. Mulige fejlfunktioner og -symptomer bør angives og konsekvenshåndlinger anvises, og der bør gives klare vejledninger vedrørende vedligeholdelse og reparation. Dokumentationens betydning kan illustreres af, at den - næst efter selve produktideen - er det første, der udarbejdes i et industrielt produktudviklingsforløb.

Afslutningsvis skal nævnes, at udvikling af elektromedicinsk udstyr bør foregå i så nær kontakt med anvendelsesmiljøet som muligt for at tilgodese alle aspekter i brugssituationen. Gruppen af samarbejds partnere og medicinske konsulenter bør sammensættes passende bredt. Hvis kun en enkelt hospitalsafdeling er spurgt til råds under produktudviklingen, risikerer producenten at få et salgsmarked langt under det forventede, for eksempel på grund af forskelle i undersøgelses- og behandlingstraditioner fra hospital til hospital eller fra land til land.

## 10.4 Danske medikotekniske organisationer

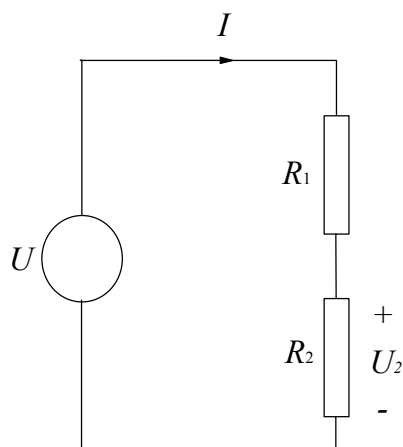
Dansk Medikoteknisk Selskab: Dansk Medikoteknisk Selskab blev stiftet i 1963 og har til formål at virke til fremme af den videnskabelige og tekniske udvikling på det medikotekniske område. Formålet søges opfyldt blandt andet ved at skabe kontakt mellem medikoteknisk interesserede med forskellig uddannelse og erhvervstilknytning, at formidle gensidig uddannelse mellem grupperne i form af møder, kongresser, studiekredse og lignende, og at samarbejde med de nordiske og internale selskaber for medikoteknik. Selskabet er *Affiliate to International Federation for Medical and Biological Engineering (IFMBE)*. Øvrige oplysninger på web-adressen [www.dmts.dk](http://www.dmts.dk).

## 10.5 Elektroniske aspekter

### 10.5.1 Spændingsdeling

Givet en spændingskilde  $U$ , som forbindes til de to modstand  $R_1$  og  $R_2$ , som angivet på figur 34. Da Ohms lov angiver at  $U = RI$ , bliver strømmen gennem de to modstande

$$I = U / (R_1 + R_2) \quad (20)$$



**Figur 34** Illustration af spændingsdeling.

hvorfor spændingen over modstanden  $R_2$  bliver

$$U_2 = \frac{R_2}{R_1 + R_2} U \quad (21)$$

### 10.5.2 Forstærkning (ideel operationsforstærker)

Interesserede studerende, som ønsker at vide mere om den ideelle operationsforstærker henvises til:

<http://server.oersted.dtu.dk/personal/ldn/31000/note-opamp.pdf>

som er en note til elektrostuderende (så den er nok en udfordring for mange, men det er heller ikke pensum).

### 10.5.3 Kondensator oplades gennem modstand

Interesserede studerende, som ømnsker at vide mere om opladning af en kondensator via en modstand, henvises til side 13 og 14 i:

<http://server.oersted.dtu.dk/personal/ldn/31000/note-kreds.pdf>

(dette er ligeledes ikke pensum.)

## 10.6 Løsninger til opgaver

### Opgave 1:

$$R_m = (700 \Omega \text{cm}^2) / (\Delta x \pi d) = 45 \text{ k}\Omega$$

$$C_m = 1 \mu\text{F}/\text{cm}^2 \cdot \Delta x \pi d = 16 \text{ nF}$$

$$R_i = \rho_i \cdot \Delta x / ((\pi/4)d^2) = (30 \Omega \text{cm}) \cdot (0,1 \text{ cm}) / ((\pi/4)(0,05 \text{ cm})^2) = 1,5 \text{ k}\Omega$$

### Opgave 2:

Opladning af næste  $\Delta x$ :  $\tau \cong r_i c_m = 24 \mu\text{s}$ . Hastighed  $v_{prop} \cong \Delta x / \tau = 1 \text{ mm} / 24 \mu\text{s} = 42 \text{ m/s}$

Idet  $r_i \propto d^2$  og  $c_m \propto d^1 \Rightarrow \tau \propto d^{-1} \Rightarrow v_{prop} \propto d^1$ . Med andre ord, propageringshastigheden er proportional med diameteren.

$$d = 50 \mu\text{m} \text{ (muskelfiber)} \Rightarrow v_{prop} \cong 4,2 \text{ m/s}$$

$$d = 2 \mu\text{m} \text{ (nerveaxion uden myelin)} \Rightarrow v_{prop} \cong 17 \text{ cm/s. Det vil sige 2 m transmission varer 12 sekunder.}$$

### Opgave 3:

Bed læreren om at gennemgå det på tavlen.

#### Opgave 4:

$$A_0 = 0.8 \text{ V}; f_0 = 20; \varphi_0 = 0.2$$

#### Opgave 5:

Fyringsfrekvensen for en motorunit er maksimalt 15 - 20 Hz, svarende til tetanus. Nervernes fyringsfrekvens må nødvendigvis være højere, da tetanus opstår ved bl.a. temporal summation, hvilket vil sige flere på hinanden følgende fyringer.

#### Opgave 6:

Bed læreren om at gennemgå det på tavlen.

#### Opgave 7:

Benævnes fyringsfrekvensen  $f_s$ , må fyringsfrekvensen ved kun at benytte hvert ottende punkt være lig med  $f_{s,new} = f_s/8 = 1/(8T_s)$ .

#### Opgave 8:

Måler man blodtrykket af en normalperson igennem hele hjertets kontraktile faser vil man ofte måle 100 mmHg. Dette giver dog ingen information om personens velbefindende, da blodtrykket (og blodets bevægelse) er pulsativt og findes i to faser, systolisk og diastolisk. En afvigelse på 20 mmHg fra middelværdien er forventet, hvilket svarer til de normale blodtryksværdier på 120/80 mmHg (systolisk/diastolisk). Måler man derfor trykket i disse to faser kan også afvigelser fra disses middelværdi afsløre om en patient eventuelt lider af hypertension.

#### Opgave 9:

Ved at gange med 10 når der er tale om effekt (spænding i anden) og med 20, når der er tale om spænding, bliver de to mål ens, hvis spænding og effekt hører sammen.

### 10.7 Ordliste

**Impedans:** Dette er et mere generelt ord for *modstand*. I afsnit 10.5.1 er spændingsdeling vist med modstande. Men hvis der til en modstand er forbundet elektriske komponenter så som kondensatorer og spoler og man gerne vil omtale hele dette kompleks, så kaldes det "impedans". Impedans er typisk en kompleks størrelse. Kondensatorenes og spolernes bidrag fremgår da af den imaginære del af impedansen. Da en elektrode altid modelleres med modstande, spoler og kondensatorer beskriver man den ved impedans.

**Thevenin-spænding:** I elektrisk kredsløbsteori, anvendes Thévenin teoremet til at simplificere det elektriske kredsløb, idet enhver kombination af strømkilder, spændingskilder og modstande med to terminaler, er elektrisk ækvivalent med en enkelt spændingskilde og modstand i serie (det originale kredsløb ses som en 'sort box'). Den Thévenin ækvivalente spænding, er spændingen ved udgangsterminalerne af det originale kredsløb, der typisk findes ved spændingsdeling

$$v_{Th} = v_{net} \frac{C_{np}}{C_{np} + C_{pj}} \quad (22)$$

og vil typisk beløbe sig til nogle volt.