

# Kapittel 4A - Nevrografi

I det følgende kapitlet gis anbefalinger rundt undersøkelsesforhold, instrumentering og generell metodikk ved nevrografiundersøkelse. Se kapittel 4B for retningslinjer for hvordan de vanligste nervene kan undersøkes.

Utarbeidet av prosjektgruppen for Metoder i Klinisk Nevrofysiologi 1993-1997. Revidert av Kvalitetsutvalget i Klinisk nevrofysiologi i 2008, 2016 og i 2020.

## Innholdsfortegnelse

|                                       |    |
|---------------------------------------|----|
| 4.1 Bakgrunn.....                     | 2  |
| 4.2 Undersøkelsesforhold.....         | 2  |
| 4.3 Instrumentering.....              | 2  |
| 4.4 Generelt om nevrografi.....       | 5  |
| 4.5 Motorisk nevrografi.....          | 7  |
| 4.6 Sensorisk nevrografi.....         | 10 |
| 4.7 Reproduserbarhet og kontroll..... | 12 |
| 4.9 H-refleks.....                    | 15 |
| 4.10 Referansemateriale.....          | 17 |
| 4.11 Rapportering.....                | 17 |
| 4.12 Litteratur.....                  | 17 |

## 4.1 Bakgrunn

Nevrografi er en objektiv måling av perifer nervefunksjon ved hjelp av ulike nevrofysiologiske teknikker som måler stimuleringsinduserte nerve- og muskelaksjonspotensialer.

Nevrografiske undersøkelser brukes til å måle generelle og lokaliserte forandringer i perifere nerver og nervemuskelovergangen. Resultatene er et supplement til klinisk diagnostikk og kan i en del tilfeller brukes for å følge en sykdomsutvikling eller behandlingseffekt.

Ved elektiv undersøkelse bør pasienten i god tid på forhånd få tilsendt informasjonsskriv om tid og sted for undersøkelsen, hva denne går ut på, og hvilke personlige forberedelser som skal foretas.

Generelle orienteringsskriv om undersøkelsen bør også være tilgjengelig for henviser, f.eks. på sykehusets nettsider.

## 4.2 Undersøkelsesforhold

Undersøkelsesrommet bør være så stort at en benk eller seng med letthet kan rotere 360 grader (ca 5 × 4 m). Dette er av største betydning for at undersøker lett kan komme til aktuelle legemsdeler, samt av ergonomiske grunner.

Pasienten skal undersøkes på en benk, oftest i liggende stilling. Det er nødvendig med bevegelig hode- og fotende, slik at pasienten kan anbringes til sittende posisjon. Benkunderlaget må være så fast at pasienten kan snu seg fra rygg- til mageleie. Benken bør ha god plass for armene, og fortrinnsvis eget armbrett. Benken skal ha låsbare hjul og bør være utstyrt med heve- og senkemekanisme for liggeflaten. Heve/senkemekanismer basert på elektromotor kan påvirke målingene. Av den grunn bør denne mekanismen være hydraulisk uten bruk av elektrisitet.

Undersøkerens sitteplass kan være en kontorstol med hjul. Høyden på setet må enkelt kunne reguleres ved hjelp av hydraulikk.

Temperaturen i rommet må være tilstrekkelig høy (ca 24 grader), slik at pasienten opprettholder varm hudtemperatur (minst 34 grader på ekstremitetene). Hvis huden er kaldere må pasienten varmes opp enten med varmt vann, varmepakninger eller varmelampe. Pasienten tildekkes av tepper. Man må varme i minst 25 minutter for med betydelig grad av sikkerhet ha oppnådd tilstrekkelig høy temperatur nær nerven (Drenthen et al. 2008).

Luftfuktigheten i rommet bør være innenfor 40 - 70 %, fordi tørr luft gir statisk elektrisitet, som kan forstyrre undersøkelsene, spesielt av sensoriske nerver.

Personalet bør bruke bomullstøy og antistatiske skosåler for å unngå statisk elektriske utladninger.

## 4.3 Instrumentering

Apparatet må være utstyrt slik at både nevrografi og EMG kan gjennomføres samtidig. Disse undersøkelsene er komplementære og utføres oftest sammen.

Det ikke nødvendig at apparatet også er utstyrt for fremkalte responsundersøkelser. Hvis ett apparat skal dekke mange undersøkelser i en klinisk nevrofysiologisk avdeling, vil en støtte på mange praktiske problemer. Antall undersøkelser vil bli begrenset selv om det er nok personale,

og det vil bli problemer ved teknisk havari av apparatet. En nevrofysiologisk avdeling bør derfor ha minst ett apparat avsatt til nevrografi og EMG.

#### 4.3.1 Godkjenning av apparatur

Apparatet må være godkjent og sikkerhetsklarert etter nasjonal standard og lokalt testet av sykehusets interne fagfolk (medisinsk teknisk avd. / egne nevrofysiologi-ingeniører). Spesielt er det viktig at apparatet blir kontrollert mot lekkasje-strøm. Kravene er beskrevet i IEC 60601.

Av sikkerhetsgrunner må aldri pasienten kobles mot en ekstern jordingskilde slik at hun/han kan risikere å bli et bindeledd mellom strømlekkasje i apparatet og jord. Det må være god jording ("patient ground") mellom stimuleringsstedet og pacemaker.

Apparatet må kunne hindre stimulus-spenningen (stimulus -artefaktet) å interferere med den fremkalte biologiske respons i nerven.

Utstyret må kunne lagre flere repeterte responser slik at en kan forsikre seg om at kurveresponsen er stabil.

#### 4.3.2 Stimuluskarakteristika

Stimulator skal gi firkant-pulser som skal kunne varieres i varighet fra 0.1 ms til minst 1 ms. Stimulator skal også kunne levere pulser med forskjellig frekvens fra 0.5 til 50 Hz. Undersøker skal kunne gi stimuli med en manuell bryter og helst også med en fotplate.

Apparatet bør kunne gi parede stimuli med variable intervaller samt stimulus med regulerbar frekvens og varighet. Det anbefales at stimulator trigger det digitale monitor-svepet forut for stimulus. Dette gir mulighet for å se om det er støy på pre-stimulus baselinjen.

#### 4.3.3 Stimulusintensitet

En frisk nerve kan vanligvis stimuleres maksimalt med overflateelektroder på huden ved en intensitet mellom 150 - 300 V eller 20 - 40 mA. Skadede nerver med redusert eksitabilitet må gjerne stimuleres opp mot 500 - 600 V eller 60 - 90 mA. Apparatet må kunne levere stimulus-intensitet tilsvarende dette.

Det er strømtettheten i selve nerven som gir depolarisering til terskel. Ved direkte nervestimulering under operasjoner og ved bruk av nåler som stimuleringselektrode gjelder derfor helt andre verdier i mA/mV. Maksimal respons nås ofte allerede under 1 mA og intensiteten bør ofte ikke overstige 1 - 2 mA (produsentens anbefalinger må også følges).

#### 4.3.4 Tidsmarkører

På skjermen må undersøker ha mulighet til manuelt å plassere minst to tidsmarkører med en nøyaktighet på minst 0.1 ms.

#### 4.3.4 Forsterkning

Apparat som skal benyttes til nevrografiundersøkelser må ha mulighet til å variere forsterkning over en vid skala. Ytterpunktene er motoriske amplituder på opp mot 30 millivolt (mV) og sensoriske responser ned mot 0.1 mikrovolt ( $\mu$ V).

#### 4.3.5 Tidsaksen på monitoren

Apparatet må ha mulighet til å variere tidsaksen på monitoren. Normal latens ved enkelte nevrografier kan på ene siden dreie seg om noen få ms, mens ved en unormal F-respons fra beina kan man få latenser på 70 - 80 ms. Denne tidsaksen ble tidligere ofte betegnet "sweep time" eller "svephastighet" fordi nevrografiutstyret tidligere benyttet analoge katodestrålerør.

Tidsaksen bør kunne justeres slik at det observerte vindu dekker fra 10 til 200 ms. Det bør også være mulig å etterjustere vindustørrelsen slik at potensialet enten blir "presset sammen" eller "trukket ut".

#### 4.3.6 Avvisningsfunksjon

Ved automatisk opptak av gjennomsnittssignal ("averaging") bør apparatet ha en avvisningsfunksjon ("reject") for signaler over en gitt amplitude, som sannsynlig representerer støy. Det er vanlig at denne funksjonen kan stilles inn slik at avvisning slår inn kun i en gitt tidsperiode etter stimulus. I tillegg bør det være mulig å manuelt fjerne uakseptable enkeltresponser fra et gjennomsnitt.

#### 4.3.7 Impedanse

EMG-apparatet bør ha en inngangsimpedanse på 1 MOhm eller mer. Jo høyere verdi denne har, desto bedre "common mode rejection ratio (CMR)" og desto mindre følsomt er utstyret for 50 Hz artefakt. Vekselstrømsartefaktet øker ved høy hudmotstand.

#### 4.3.8 Filtre

Filtrering innebærer at de laveste og de høyeste frekvensene tas bort. Filtrering kan anvendes på inngangssignalet (analogt filter). I digitale apparater må digitaliseringsfrekvensen ("sampling rate", Nyquist-frekvensen) være mer enn dobbelt så høy som "low-pass" filterets (høyfrekvensfilteret) innstilling for å unngå signalforvrengning. Moderne forsterkere har ofte et lavt eller åpent (DC) "high-pass" filter (lavfrekvensfilter). I tillegg er det ønskelig at programvaren kan implementere digital filtrering av lagrede kurver.

Digitale fasefrie filtre gir best resultat for målinger på signalets topp eller bunnpunkt. Analoge filtre gir faseforskyvning, men latens til signal-start vil bli korrekt.

- Apparatet bør ha et filter-område fra 0.1 - 10 kHz.
- Anbefalte filtre for motorisk nevrografi: 2-5 Hz - 10 kHz.
- Anbefalte filtre for sensorisk nevrografi: 20 Hz - 10 kHz.

En må være oppmerksom på at filtersetting har betydning for både durasjon og amplitude. I en ny oversiktsartikkel angir Erik Stålberg og medarbeidere (Stålberg et al, 2019) at lavfrekvensfilter ved motorisk nevrografi kan settes fra 2-20 Hz, men at 20 Hz filter gir 15% lavere amplitude, 25% mindre areal, 8% kortere durasjon, men samme distal latenstid. Endring av høyfrekvens filter ved sensorisk nevrografi fra 10 kHz til 2 kHz reduserer amplituden med 12 % og gjennomsnittlig latens med 0.1 ms (Pease og Pitzer, 1990).

En må være oppmerksom på at anbefalinger for filtersetting varierer i ulike kilder. Stålberg og medarbeidere (2019) angir at 2 Hz lavfrekvensfilter teoretisk er bedre for å måle CMAP, men at 20 Hz lavfrekvensfilter reduserer instabiliteten i basislinjen. De anbefaler at høyfrekvensfilteret setts til 10 eller 20 kHz for motorisk nevrografi og at filtersettingen for sensorisk nevrografi er 20 Hz og 3 kHz. Andre autoritative kilder som EMG-boken til Preston og Shapiro angir 10 Hz og 10 kHz som typiske filtersettinger for motorisk nevrografi og 20 Hz og 2 kHz for sensorisk nevrografi.

#### 4.3.9 Programstyring

Det er svært praktisk, tidsbesparende og gunstig for kvaliteten at apparatet er "programstyrt" slik at de tekniske innstillingene på utstyret blir satt automatisk i henhold til hvilken undersøkelse som skal gjennomføres. Manuell justering må likevel enkelt kunne gjøres når forholdene tilsier dette.

Alle viktige innstillinger (filtre, stimuleringsfrekvens, forsterkning, tidsakse) bør fremkomme på det lagrede resultat enten ved papirutskrift eller digitale medier.

## 4.4 Generelt om nevrografi

### 4.4.1. Sikkerhet

Nevrografi er trygt. Pacemaker eller annen implantert kardialt apparat inkludert defibrillator er ingen hindring (Schoeck AP 2007, Derejko M 2012, Crossley GH et al. 2011).

Nevrografi kan gjøres på samme arm som intravenøs tilgang, men en tilstreber allikevel å unngå stimulering helt opptil slike innganger (Mellion ML, 2010).

En bør være tilbakeholden med å utføre EMG på pasienter som tar antikoagulantia, selv om risikoen for klinisk betydningsfulle blødninger/hematomer trolig er liten så lenge pasienten er antikoagulert i terapeutisk område (Boon AJ, 2012).

### 4.4.2. Rengjøring av hud

Pasienten bør rengjøre huden godt på forhånd med vann og såpe, og uten bruk av kremer etterpå. Hvis det blir problemer med impedansen under undersøkelsen kan det rengjøres ytterligere med såpevann eller en alkoholdynket tupfer (eller dynket med aceton – gir mer effektiv fettløsning), og eventuelt lett pussing med fint smergelpapir.

### 4.4.3 Plassering av registreringselektroder

Den aktive elektroden plasseres over endeplatesonen i den aktuelle muskelen. Oftest er dette i området der muskelbuken er størst. Ved korrekt plassering skal M-bølgen ha en rett negativ start. Hvis M-bølgen begynner med en positiv bølge, er den aktive elektroden sannsynligvis ikke plassert riktig slik av posisjonen bør justeres.

Referanse-elektroden skal være plassert over et elektrisk inaktivt område for å unngå at denne bidrar til formen på M-bølgen. Den bør derfor lokaliseres lenger distalt og helst utenom eller distalt for senefestet for det aktuelle muskelområdet, dog ikke slik at det blir risiko for bevegelsesartefakter.

Jordingselektroden ("patient ground") er fysisk helt atskilt fra elektrisk jord og benyttes for å stabilisere grunnlinjen (nullpunktet) i en differensialforsterker. Den bør helst plasseres på den samme ekstremitet som blir undersøkt. Motorisk nevrografi gir oftest så robuste svarpotensial at jordingselektrodens plassering sjelden påvirker signalkvaliteten.

### 4.4.4 Elektrodetyper

Overflateelektroder anbefales. Det finnes ulike typer elektroder:

**Engangselektroder** med selvklebende metallfilm med ledende medium festes *på tvers* av muskelbuken. Referanse-elektroden festes på f.eks. distale senefeste. Disse finnes i ulike størrelser og en må være oppmerksom på at amplitude og areal er avhengig av størrelsen på det effektive elektrodearealet. Eksempelvis faller CMAP amplitude med økende elektrodeareal.

**Sirkulære metallelektroder (ringelektroder)** med diameter ca 1 cm (sølv, sølv/sølvklorid, stål, tinn) kan brukes for fingerstimulering (fordelen er at alle 4 grener stimuleres likt, gir noe høyere amplitude enn bipolar sadel-elektrode).

**Filtpute-elektroder** v t t i saltvann som plasseres i st p te spor innfattet i et plastdeksel med fast inter pol-avstand på 2 - 4 cm. Ulempen er at maksimal amplitude og integrert areal blir unøyaktig. Dermed blir sammenligning fra en undersøkelse til den neste vanskelig. Denne type elektroder anbefales derfor ikke.

**N lelektrode** (monopolar eller bipolar konsentrisk) kan brukes, men anbefales ikke til rutinebruk. N lene vil ikke kunne fange opp globalt muskelpotensial (CMAP: compound muscle action potential) og oppfanger kun deler av CMAP på grunn av sitt selektive opptaksområde. Slike elektroder kan derfor ikke benyttes som nøyaktig mål av amplituden som gjerne varierer fra en stimulus til neste fordi n lposisjonen endrer seg noe for hver kontraksjon. Hvis den aktuelle muskelen ligger så dypt at den ikke er direkte tilgjengelig for overflateelektrode, må n lelektrode likevel kunne benyttes (f.eks. ved registrering på n. suprascapularis). N lelektroder er   foretrekke hvis muskelen er liten og svært atrofisk, slik at isolert aktivering av denne muskelen er vanskelig. Latensen kan bli noen få tiendeler lengre ved n lelektrode sammenlignet med overflateelektrode.

**Disk elektroder** (flergangs metallektroder) med elektrodepasta mellom hud og elektrode, hvor selve elektroden festes med tape til huden, kan gi meget gode målinger. Disse har dog en klar ulempe at det effektive elektrodearealet er litt uforutsigbart siden dette øker ved pastas l utenfor selve metallhodet, og en kan lett få overledning mellom elektroder ved pastas l.

Monopolar n lelektrode brukes noen ganger for   registrere sensorisk potensial n r nerven.

#### 4.4.5 Den fremkalte muskelresponsen

Den fremkalte muskelrespons kalles også M-potensialet (M-bølgen). Dette består av elektrisk aktivitet generert av alle muskelcellene i muskelen innervert av den stimulerende nerven. Form og størrelse på potensialet er avhengig av elektrodeplassering, antallet og volumet av de aktiverte muskelfibrene, og den tidsmessige spredningen av fyring i de enkelte nervefibrenes aksjonspotensialer. M-bølgen er derfor en summasjon av flere variabler. F.eks. vil stor spredning i de enkelte nervefibrenes hastighet medføre en redusert amplitude og bredde ket M-bølge.

#### 4.4.6 Stimuleringsselektroden

Stimuleringsselektroden består av en katode og en anode som er isolert fra hverandre med 2 - 3 cm avstand og påmontert et isolerende håndtak. For nyfødte og småbarn kan en stimuleringsselektrode med interelektrodeavstand på 1 cm forsøkes som et alternativ.

Elektrodepunktene må ha god kontakt med hud for   få frem stabile responser og minske pasientens ubehag. Filtputer oppbløtt i saltvann anbefales på elektrodeendene. Diameter på hver av filtputene som har kontakt mot huden bør være ca. 5 mm. Erfaringsmessig kan en tidvis få problemer med dårlig kontakt om en bruker metalliske elektrodeender for stimulering.

Ved sensorisk nevrografi benyttes vanlig stimuleringsselektrode som ved motorisk nevrografi. Det kan også benyttes ringelektroder på fingrer og t r enten av typen tett spiraltr d dyppet i saltvann eller smale strømledende filtr der med borrelås som tres rundt den undersøkte finger der 2 - 3 cm skiller katoden fra anoden. Katoden plasseres i retning mot registreringsselektroden.

#### 4.4.7 Generelt om stimulering

Nervestimuleringen er prinsipielt likt ved motorisk og sensorisk nevrografi og omtales her under ett.

Elektrisk stimulering er å anbefale fremfor magnetisk stimulering på grunn av mer nøyaktig lokalisasjon av stimuleringsstedet. Som standard anbefales overflateelektroder i stedet for nåleelektroder på grunn av:

- god toleranse fra pasient
- de fleste relevante nerver ligger lett tilgjengelig for stimulering like under huden
- lokaliseringsnivået er tilstrekkelig bra
- prosedyren er rask å gjennomføre

I de tilfeller der det er viktig å stimulere nerven nøyaktig på et bestemt punkt eller at nerven ligger relativt dypt, kan nåleelektrode for stimulering være aktuelt. Når nålen har nærkontakt med nerven er den nødvendige stimulusintensiteten langt lavere enn ved stimulering med overflateelektroder.

Prinsipielt finnes to typer elektriske stimulatorer på markedet:

**Konstant strømstyrke:** I dette tilfelle forandres spenningen i henhold til impedansen. En konstant og spesifisert strømstyrke "leveres" til nerven så lenge motstanden i huden er innenfor visse grenser.

Konstant strøm er å anbefale i situasjoner der terskelnivået blir benyttet som måle-enhet for nervens eksitabilitet. Således er trolig konstant-strømstyrke-stimulator den mest "fysiologiske".

**Konstant spenning:** I dette tilfelle holder stimulus konstant spenning i volt slik at den aktuelle strømstyrke endres i inverst forhold til motstanden på hud, elektrode og subcutant vev. Med spenningsstimulator er det ikke kontroll med den strøm som skal til for å stimulere hele nerven.

Begge typer stimulatorer er tilfredsstillende til klinisk bruk så lenge stimulus kan reguleres adekvat, og en kan få fram maksimale nerve- og muskelresponsen.

#### 4.4.8 Stimulering av nerver

Stimulatoren har to poler. Den settes så tett opp på nerven som mulig i nervens lengderetning med katoden vendt mot registreringsområdet. Stimuleringen skal til vanlig foregå monofasisk. Når strømmen settes på, flyter denne fra anoden til katoden. Det negative feltet under katoden påvirker positive ioner nær nerveoverflaten, membranpotensialet blir mindre negativt (depolariserer), når terskelverdien og aksjonspotensial dannes i aksonene. Tilsvarende blir nerven under anoden hyperpolarisert. For å unngå eventuell anodal blokkering er det viktig å merke elektrodene og plassere dem korrekt. En vanlig feilkilde er ombytting av anode / katode som kan gi en målefeil av latensen på 0.5 ms.

Hvis forstyrrende stimulusartefakt opptrer, bør en først redusere hudmotstanden best mulig under pasientjord og registreringselektrodene. I tillegg kan skråstilling av anode-delen i forhold til nervens lengderetning løse problemet. Forsiktig ny-posisjonering eller rotering av undersøkt ekstremitet kan være nyttig (særlig ved sensorisk registrering). Bifasisk stimulering kan eventuelt også minske stimulusartefaktproblemet.

### 4.5 Motorisk nevrografi

Ved motorisk nervestimulering må intensiteten være så kraftig at alle alfa-motonevrone i nerven blir aktivert. Intensiteten skal være såkalt supramaksimal. Dette vil si at når en ved økende stimulusintensitet har oppnådd maksimal høyde på svarpotensialet, skal en øke

intensiteten ytterligere (5 - 10 %). En må være forsiktig slik at unødvendig ubehag ikke påføres pasienten.

For høy stimulusintensitet kan medføre at stimuluspunktet på nerven blir usikkert, fordi det skjer en spredning av stimulus i vevene (volumkonduksjon). Dette kan også føre til at nabonerven(e) blir stimulert. Hvis stimulusintensitet er for høy eller nerven ligger svært dypt, vil beregnet ledningshastighet bli noe for høy fordi man stimulerer mer distale deler av nerven.

Selve stimulus skal være en firkant-puls med en varighet på 0.2 ms. Hvis det er vanskelig å oppnå maksimal respons, kan stimulusvarigheten økes til 0.5 - 1 ms. Dette kan være nyttig når nerven ligger dypt eller er demyelinisert.

Hvis en nerve som blir undersøkt passerer et ledd, blir vinkelen av leddet viktig ettersom nerven i en ytterposisjon kan bli satt på strekk mens den i andre ytterposisjon "krøller" seg i et avgrenset område. Dette får betydning ved måling av avstander. Mest hensyn til dette bør tas for n. ulnaris som bør undersøkes med ca. 90-135 graders fleksjon i albueleddet.

Også muskellengden påvirkes av leddposisjonen som i sin tur påvirker M-responsen. Når muskelen forkortes, øker såvel amplituden som responsvarigheten. Ved undersøkelse av nervesegment som passerer et ledd, bør leddet derfor stå i nøytral posisjon, og en bør særlig være oppmerksom på at leddet bør stå i samme posisjon ved distal og proksimal stimulering av nerven (slik at muskellengden er lik ved de ulike stimuleringspunktene).

#### 4.5.1 Instrumentinnstilling

**Impedansen** på registreringselektroden representerer motstanden mellom hud og elektrode, og bør være under 20 kOhm.

**Filtrene** må være slik innstilt at M-bølgen blir minst mulig forandret. Lavfrekvensfiltret bør være 2 - 5 Hz og høyfrekvensfiltret innstilles på 10 kHz (se også 4.3.8 Filtre).

**Tidsaksen** bør være mellom 1 og 5 ms/div (div = delestrek er vanligvis en tiendedel av tidsaksens lengde). Tidsaksens lengde er 10 - 50 ms. Tidsoppløsningen må være så nøyaktig at den kan måle minst 0.1 ms.

**Sensitiviteten på skjermen** ved motorisk nevrografi kan variere mye (0.1 - 10mV per delestrek) alt etter høyden på amplituden til det sammensatte muskelaksjonspotensialet som aktiveres ved stimulering av den undersøkte nerven. Sensitiviteten må derfor lett kunne varieres under undersøkelsen.

#### 4.5.2 Måling av ulike variable

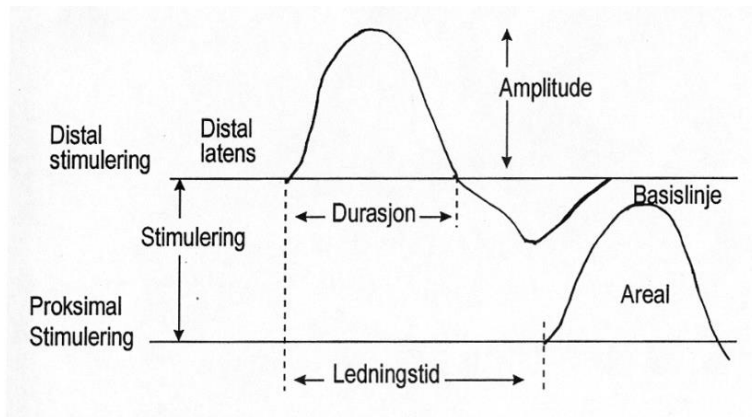
**Distal latens** er tiden fra det mest distale stimulus til starten av M-bølgen. Ved korrekt elektrodeplassing vil det si at man måler til punktet der signalet avviker fra basislinjen. Avstanden fra registreringselektrode til stimuleringselektrode kan standardiseres (8 cm anbefales). Dette kan imidlertid føre til problemer ved anatomiske variasjoner, men da kan en benytte seg av anatomiske landemerker.

Det vil være en tendens til at en vil få kortere distal latens jo høyere forsterkning en bruker. Ved manuell merking av start anbefales 200  $\mu$ V/div.

I apparater der det er automatisk innstilling av målemarker (kursorer), vil disse bli satt på av seg selv når registreringspotensialene opptrer på monitoren. Målemarkene blir satt etter på forhånd innstilte kriterier for avvik fra basislinjen, og en skal derfor være litt forsiktig med å forandre på dem.



Det er viktig å være oppmerksom på feilmarkering hvis det fra en blandet motorisk / sensorisk nerve opptrer et initialt sensorisk signal som kan imitere en tidlig motorisk start. Videre må en unngå å måle på en tidlig start som kan skyldes respons fra muskulatur fra stimulerede nabonerver etter volumkonduksjon.



Figur 1 Måling av variable ved undersøkelse av motorisk nerve.

**Ledningstid (konduksjonstid)** er tidsforskjellen mellom proksimal og distal latens som brukes til å regne ut nerveledningshastigheten.

**Motorisk nerveledningshastighet** regnes ut ved å måle lengden av nervesegmentet mellom proksimalt og distalt stimuleringspunkt (mm) og dele på ledningstiden (ms). Dette motsvarer de raskest ledende alfa-motor-nervefibre. Avstanden mellom målepunktene følger nerven.

**Amplituden** er høyden på svarpotensialet (M-bølgen) målt fra basislinjen til den høyeste negative spissen. Spiss-til-spiss måling anbefales ikke for motoriske sammensatte potensialer. Amplituden sier noe om antall aktiverte muskelfibre, og indirekte noe om antall funksjonerende aksoner i den stimulerede nerven.

**Responsvarighet / durasjon** er et mål på M-bølgens varighet. Vanligvis er dette tiden fra start av første negative respons til positiv kryssing av basislinjen. Responsen er ofte langt mer kompleks enn det figur 1 viser og kan ha flere kryssninger av basislinjen. Det er da vanskelig å bestemme den totale varigheten av M-potensialet. Ved å sammenligne responsvarighet ved proksimal stimulering med tilsvarende distal stimulering, kan en få et mål for responsens spredning eller dispersjon.

**Arealet** er integralet av den negative responsen målt fra basislinjen mellom punktene angitt som durasjon. Dette er ingen obligat variabel. Arealverdien sier noe om antall aktiverte muskelfibre, på samme måte som amplituden. Mens amplituden gir et mål for maksimal elektrisk aktivitet i et bestemt øyeblikk, gir arealet mer et mål for total aktivering av muskelfibrene i hele depolariseringsfasen. Tolkningen vanskeliggjøres av at hyperpolarisering under repolariseringsfasen også vil bidra til det totale areal.

**Reduksjon av M-respons:** På grunn av at ulike nervefibre i en nerve leder med litt forskjellige hastigheter vil det normalt opptre en viss spredning av aksjonspotensialet som vil bli proporsjonalt endret jo lenger den målte nervebanen er. Dette medfører at det normalt vil kunne måles en noe høyere amplitude ved distal stimulering enn ved proksimal stimulering. En regner ut forholdet mellom amplituden ved proksimal og distal stimulering. Særlig kan forholdstallene komme tydelig fram hvis en måler på flere nivåer av samme nerve. Hvis det

foreligger blokkering av nerveledningen underveis eller en generell demyeliniserende polyneuropati, kan sprangene i amplitudereduksjonen komme spesielt tydelig fram. En reduksjon i amplitude på mer enn 20 - 30 % taler for at det foreligger blokkering i nerven (konduksjonsblokk). Tilsvarende resonnement og utregning kan gjøres med arealverdiene, hvilket også kan bidra til den diagnostiske vurdering. En vanlig definisjon på konduksjonsblokk er dog > 50 % reduksjon i amplitude (eller areal) ved proksimal stimulering.

## 4.6 Sensorisk neurografi

Neurografi av sensoriske nerver gir ofte responser (sensory nerve action potential = SNAP) som er langt under 20  $\mu$ V. Dette setter store krav til utstyret og hudprepareringen slik at responsene ikke drukner i bakgrunnsstøyen. Ved problemer kan det være nyttig å måle impedansen. Det er spesielt viktig å ha lik impedanse på de to registreringselektrodenes. Med vanlig neurografisk teknikk er det hovedsakelig ledningsevnen i myeliniserte fibre type A-alfa og A-beta (I og II) som registreres. I motsetning til motorisk neurografi er det ingen nevromuskulær overgang eller muskel som er involvert i registreringen. Nerven stimuleres på ett sted og responsen fanges opp i et annet punkt på samme nerve. Ved stimulering går impulsen i såvel orthodrom som antidrom retning. Det er ikke vist signifikant forskjell i hastighet om en nerve registreres på den første eller andre måten. Amplituden blir høyere ved antidrom registrering.

Sensoriske fibrer med stor diameter har lavere fyringsterskel ved stimulering og leder 5 - 10 % raskere enn motorfibrene i samme nerve.

Mindre elektroder gir høyere SNAP amplitude enn store elektroder, og amplituden kan økes ved trykk på måleelektrodenes (Ven AA, 2004)

### 4.6.1 Elektrodeplassering

Overflateelektroder anbefales til både stimulering og registrering. Aktiv registreringselektrode plasseres over en sensorisk gren og referanseelektrode 3 eller 4 cm distalt for denne i forhold til stimuleringselektroden. Generelt øker SNAP amplituden med økende avstand mellom aktiv og referanse elektrode, men det er liten og ikke klinisk signifikant forskjell mellom interelektrode avstand 3 og 4 cm (Plastaras CT 2008). Utseendet til en sensorisk respons er svært avhengig av elektrodeposisjonen.

Kun når nerven er betydelig skadet og man ikke får frem svar på registreringselektroden ved vanlig overflate-teknikk, bør man forsøke monopolare nålelektroder med isolert skaft og frilagt spiss. Disse kan benyttes både til stimulering og registrering. Nålelektroder kan også benyttes når en skal stimulere selektivt små grener (f.eks. i tærne) eller registrere fra en nerve som ligger dypt (orthodrom teknikk for n. cutaneus femoris lateralis). Referanseelektrodens posisjon er mindre betydningsfull og kan settes subcutant. Det er oftest aktuelt å kombinere nålelektrode som registreringsenhet sammen med at en bruker overflatestimulator, eller omvendt.

Det anbefales å bruke faste avstander mellom registrerings og stimuleringsstedene, f. eks 8 cm i håndflatene, og 14 cm for øvrig. Ved spesielt små eller store kroppsstørrelser kan det brukes andre avstander og ledningshastighet beregnes, og en må ta hensyn til hva som er grunnlaget for eget normalmateriale.

Det er viktig å være oppmerksom på at målt amplitude generelt øker ved kortere avstand mellom stimuleringselektrode og registreringselektrode (Krarup C, 2004).

Jordingselektroden plasseres vanligvis ca. midtveis mellom stimulerings- og registreringselektroden. Annen plassering på samme ekstremitet kan også velges.

#### 4.6.2 Instrumentinnstilling

- Stimulusvarighet: 0.2 ms
- Høyfrekvensfilter: 2 - 10 kHz
- Lavfrekvensfilter: 20 Hz
- Svep-hastighet: 1 - 2 ms/div

Tidsaksens varighet (vinduet på skjermen): 10 ms

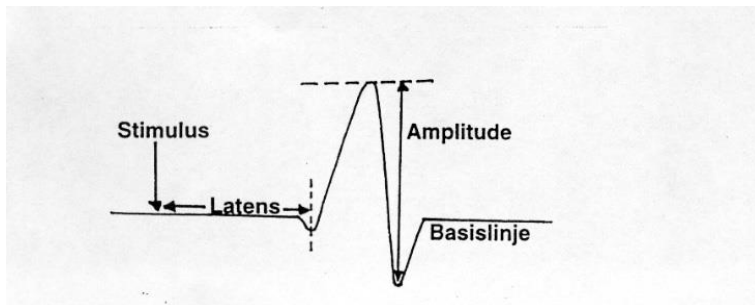
For å få fram sikre og stabile svar benyttes ofte summerings teknikk (gjennomsnitt-verdi måling). Det er sjelden nødvendig å inkludere mer enn 5 - 20 responser. Ved lavamplitudige sensoriske responser bør 100 responser samles inn i hver registreringskanal.

Hvis det er problemer med å definere sensoriske potensialer bør to registreringer gjøres for å sikre reproduserbarheten.

#### 4.6.3 Måling av ulike variable

**Latensen** skal måles fra stimulus start til starten på den negative fasen i svarpotensialet. Dette punktet representerer hastigheten til de raskeste myeliniserte fibrene.

Mange nevrofysiologer anbefaler allikevel å måle latenstid til negativ topp fordi denne ofte er mer tydelig, og det er denne som er vanlig å bruke ved f.eks. diagnostikk av karpal tunnel syndrom. Det må da benyttes et referansemateriale som er tilpasset til metoden.



Figur 2 Måling av latenstid og amplitude ved sensorisk nevrografi.

**Latenstid og ledningshastighet** er de viktigste og mest robuste variable ved sensorisk nevrografi dersom temperaturen kontrolleres.

**Amplituden** er også viktig, men viser større variabilitet og er mer sårbar for teknikk og ytre forhold (f.eks. hudtykkelse, nervens beliggenhet i vevet, avstand mellom anode og katode).

Sensorisk amplitude kan måles på to forskjellige måter, enten fra negativ spiss til gjennomsnittet mellom første og andre positive spiss eller fra negativ spiss til den positive spissen som har høyest amplitude. Det er det første alternativet som er vanligst i Norge.

## 4.7 Reproduserbarhet og kontroll

### 4.7.1 Teknikk

For at en skal kunne sammenligne nerver i ulike ekstremiteter, og kontrollere funn fra den ene undersøkelsen til den andre, er det viktig at nøyaktig samme teknikk og målingssted blir benyttet ved de ulike undersøkelsene. Det anbefales å standardisere avstanden mellom registrerings og stimulerings elektrodene for de vanligst undersøkte nervene. Antidrom og orthodrom teknikk kan ikke sammenlignes når det gjelder amplitude.

Når en lager normalmateriale, må samme teknikk brukes på alle forsøkspersonene, og når en sammenligner pasientdata med normalmateriale, må det brukes samme teknikk som ved innsamling av normalmaterialet.

### 4.7.2 Alder

På grunn av langsom myelinisering av perifere nerver, oppnår ikke barn full voksen hastighetsverdi før de når tenårene. Nyfødte har omtrent halvparten så rask ledningshastighet som voksne, og nærmer seg lave voksne verdier i 3 - 5 års alder. Fra 20 - 30 års alder er det en meget langsom gjennomsnittlig reduksjon av nerveledningshastighetene. I praksis kan en gå ut fra stabile hastigheter fram til 60 års alder. Deretter reduseres ledningshastigheten seg noe. Distal latens synes ikke påvirket av alderen.

### 4.7.3 Høyde

Høye personer har noe langsommere nerveledningshastighet enn korte. Høyden har større betydning for nerveledningshastigheten enn alder hos voksne personer. Det er utregnet at hastigheten reduseres med 2 - 3 m/s for hver 10 cm høyde økning. Spesielt er det viktig å ta hensyn til pasientens høyde ved undersøkelse av F-responser og H-reflekser.

Både pasientens alder og høyde må tas hensyn til ved utarbeidelse av normalmaterialer.

### 4.7.4 Kjønn

Pasientens kjønn har ikke større betydning med hensyn til nerveledningshastighet.

### 4.7.5 Temperatur

Hudtemperaturen virker mye inn på nevrografidataene, spesielt for sensoriske nerver. Hvis huden virker kjølig, bør temperaturen måles perifert på alle undersøkte ekstremiteter. Anbefalt hudtemperatur er 34 °C. En bør bruke god tid på oppvarmingen for å minske temperaturgradienten mellom hud og nerve.

I normale nerver reduseres hastigheten ca 1 - 2 m/s per grad Celsius ved reduksjon i hudtemperatur (Oh SJ, 1984). Bruk av korreksjonsformler er imidlertid usikkert og anbefales ikke fordi skadde nerver kan ha annerledes reaksjon på temperatur enn friske nerver.

Amplituden øker gjennomsnittlig med redusert hudtemperatur hos de fleste, men ikke alle personer. Gjennomsnittlig kan ca 1.7 % økning for hver grad reduksjon av hudtemperatur påregnes ifølge Richer (1977).

Oppvarming skjer lettest ved bruk av varmelampe, egnete varmeputer eller med varmt vannbad. Pasienten bør dessuten være tildekket med teppe, slik at han/hun ikke avkjøles under undersøkelsen.

#### 4.7.6 Lengden av undersøkt nervesegment

Dersom det målte avsnittet av nerven blir for kort, vil en beskjedne målefeil i mm utgjøre en stor feilkilde for hastighetsundersøkelsen. Det anbefales derfor at en vanligvis ikke undersøker kortere segmenter enn 8 cm, unntatt ved multifraksjonerte ledningshastighetsundersøkelser (inching). En må også være oppmerksom på mulighet for betydelig feil hvis stimuleringselektroden forskyves på løs hud (eldre mennesker). Da kan trykkmerket etter stimuleringselektroden være misvisende for den reelle nervedistansen.

Proximale nervesegmenter leder normalt noe raskere enn distale deler. Ved avgrenset lokal nerveskade kan en hastighetsreduksjon over et lite område bli borte hvis det undersøkte nervesegment er svært langt. Da bør nerven oppdeles i flere segmenter ved såkalt multifraksjonert nerveledningshastighet eller "inching". Med inching menes at nerven stimuleres med vanligvis 1 eller 2 cm mellomrom. På monitoren kan en så lese av punktet der nerveresponsen eventuelt avviker med et "hopp" i såvel tid som amplitude.

#### 4.7.7 Nøyaktighet i målingene

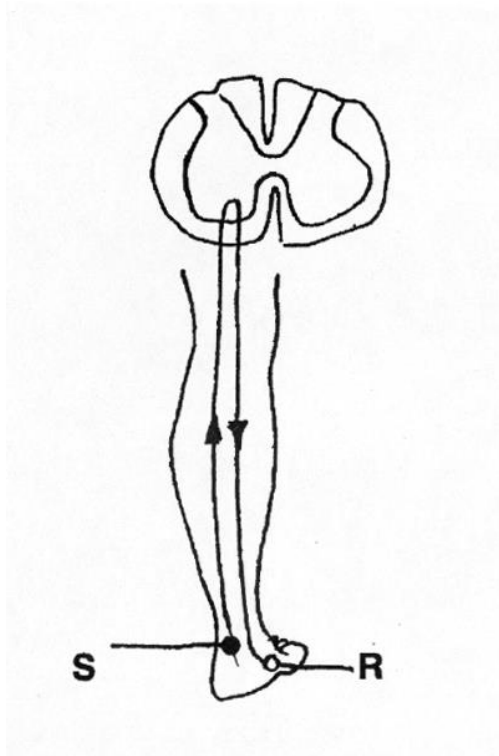
Distansen mellom stimuleringsstedene skal måles i mm og ikke avvike mer enn 3-5% ved gjentatte målinger. Målemetoden bør være vel standardisert og innøvd slik at det ikke er større forskjell mellom undersøkere. Ved motorisk stimulering merker en av den mest distale kanten av katoden på stimulatoren ved hver stimulering og måler mellom disse punktene. Ved sensorisk stimulering måler en fra senter til senter mellom katoden på stimulatoren og registreringselektroden.

Tidsvariablene, latensene, skal måles til 0.1 ms nøyaktighet.

Hastighetene måles i m/s og angis uten desimaler. Desimaler gir resultatet et falskt inntrykk av at undersøkelsen er mer nøyaktig enn målingene gir grunnlag for. Test / retest skal ikke gi større variasjon enn 5 %.

## 4.8 F-respons

F-responsen (figur 3) forteller noe om ledningsevnen i *hele det motoriske aksonet*.



Figur 3 Undersøkelse av F - respons fra n. tibialis. R = registrering; S = stimulering

Sammenholdt med motorisk nervelednings hastighet vil F-respons gi informasjon om den proksimale delen av nerven. Registrerings- og stimuleringsstedene er de samme som ved distal stimulering ved motorisk nevrografi, men katoden orienteres proksimalt for anoden. F respons kan ikke gi sikker informasjon om funksjonen i en enkelt motorisk nerverot. Undersøkelsen kan gi informasjon om rotnær patologi, men er på ingen måte spesifikk for dette.

### 4.8.1 Undersøkelserforhold

Pasienten skal være avslappet. 4.8.2 Tekniske forhold

**Filterinnstillingen** anbefales å være 20 - 50 Hz og 5 - 10 kHz.

**Stimulering:** Supramaksimalt stimuleringsnivå skal benyttes. Varighet på stimulusimpulsen skal være 0.2 ms. Stimuleringsfrekvensen ca. 1 Hz. Hvis det er mye muskeluro, kan det være vanskelig å skille ut tilfeldige muskelpotensialer fra de virkelige F responser.

Enkeltstimuleringer med langsommere og variabel stimulerings frekvens (2 - 4 sekunders interstimulusinterval) kan gi et bedre resultat.

**Tidsaksen** i overekstremitetene er 5 ms/div, og i underekstremitetene 8 ms/div.

**Forsterkningen** er 200  $\mu\text{V}/\text{div}$ . Dette innebærer at den tidlige M-respons oftest vil bli avkuttet, men det er likevel lett å måle distal latens. Noen apparater har egne program for F-respons som innebærer en "split-skjerm" der første del som inneholder M-responsen har vanlig forsterkning på 1 mV/div mens siste del har 200  $\mu\text{V}/\text{div}$ .

**Antall stimuleringer:** 20

### 4.8.3 Analyse og tolkning

F-responsen måles i ms. Man måler på F-responsen med kortest latenstid og subtraherer distal latenstid (F - M).

F-responsen bør ikke omgjøres til nerveledningshastighet, fordi det medfører betydelig usikkerhet å måle ut absolutt tilbakelagt distanse. Latensen vurderes i forhold til pasientens høyde. Forskjell i F-respons mellom to sider skal ikke være mer enn 2.5 ms ved måling på overekstremitetene og 4 ms i underekstremitet.

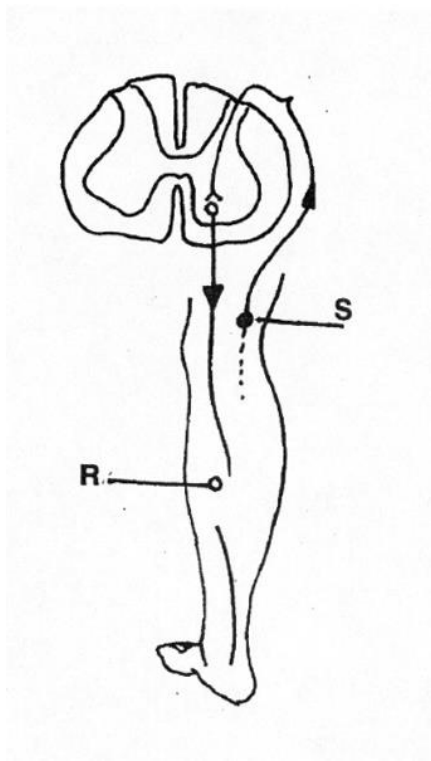
Antall målbare F-responser etter 20 stimuleringer varierer fra nerve til nerve og mellom ulike individ. Det er gjennomgående langt lettere å få fram F-responsen på n. tibialis enn på n. peroneus. I førstnevnte tilfelle er responsfrekvensen (persistensen) ofte 100 % og utseendet er gjerne litt polyfasisk med lav amplitude. Ved sammenligning av de to ekstremitetene kan stor forskjell i persistens tyde på ledningsblokkering hvis det er få responser som slipper gjennom. Spastisitet derimot gir ofte F-respons ved alle stimuleringer.

Spredningen av F-responser forteller om ulik hastighet i forskjellige aksoner i nerven.

Ved taking av F-respons kan en se A-bølger (tidligere kalt aksonrefleks) som kommer nøyaktig til samme tid og er lik hver gang. A-bølger kan ses normalt i n. tibialis, men er ellers unormalt, og tyder på en proksimal skade på nerven.

### 4.9 H-refleks

H-refleksen (figur 4) er en monosynaptisk refleks. Den fremkalles gjennom direkte stimulering av en stor gruppe Ia afferente fibre. H-refleks kan framkalles rutinemessig og ganske lett fra soleus/gastrocnemius i beina (n. tibialis) og noen ganger fra flexor carpi radialis (n. medianus) i armene.



Figur 4 Undersøkelse av H - refleks fra n. tibialis. R = registrering; S = stimulering

#### 4.9.1 Undersøkellesforhold

Pasienten ligger på magen (eller ryggen) med pute under ankene og fotbladet ut over kanten på benken.

#### 4.9.2 Registreringselektroder og tekniske forhold

Aktiv overflate-elektrode plasseres på mediale del av m. gastrocnemius / m. soleus i et punkt midtveis mellom fossa poplitea og proksimale del av mediale malleol.

Referanse-elektrode plasseres over distale del av akillessenen. Jordingselektroden festes mellom stimulering og registreringssted.

Apparatinnstilling:

- Filtre: 5-8 Hz - 5-8 kHz.
- Sveptid: 10 ms / div.
- Forsterkning: 200 til 500  $\mu\text{V}/\text{div}$ .
- Stimulus intensitet: variabel
- Stimulus frekvens: 0.5 pulser/s.

#### 4.9.3 Måling av H-refleks

Stimulering skal være av lav intensitet. Katoden orienteres proksimalt for anoden og plasseres over n. tibialis i dypeste del av fossa poplitea. (NB: n. peroneus skal ikke stimuleres).

Legg-lengden måles fra stimuleringspunktet i midtre fossa poplitea til mediale malleol definert som det punktet der n. tibialis passerer bak den mest proksimale del av mediale malleolus.

Ved å øke intensiteten ses at M-bølgen øker i amplitude og samtidig forsvinner H-refleksen. I stedet ses da gjerne en F-respons som opptrer ved omtrent samme latens. Grunnen til at H-refleksen forsvinner ved høy stimulusintensitet er kollisjon mellom oppadgående



aksjonspotensialer på de direktestimulerte alfafibrene og nedadgående impulser på samme fibre som allerede er blitt aktivert proksimalt via Ia fibrene. Man skiller også F og H ved at H har stabil latens, mens F vil endre både form og latens fra stimulus til stimulus.

H-refleksens fås derfor best ved at stimulusintensiteten er akkurat stor nok til å aktivere Ia fibrene uten samtidig å dra i gang en motgående stimulus.

#### 4.9.4 Analyse

Forskjell i latenstid på de to sidene skal være under 1.5 ms.

H-refleks fra gastrocnemius / soleus er en undersøkelse av S1-roten. Normalt ses H-refleksen i de fleste muskler fra fødselen av. Fra 6 måneders alder ses den stort sett bare i gastrocnemius / soleus muskulaturen. Søvn demper refleksene. Aktiv kontraksjon av antagonist demper refleksene. Nedenfor nivå for tverrsnittskade kan H-refleks utløses i omtrent alle muskler og er derfor nært relatert til det kliniske bilde av spastisitet.

### 4.10 Referansemateriale

Alle laboratorier bør ha sine egne referanseverdier som er målt på friske personer. Ved bruk av andres verdier, må det kontrolleres at de tekniske forhold er identiske med standarden som brukes ved referanselaboratoriet. Metoder for å lage referanseverdier er omtalt kapittel 16 i Retningslinjer for metoder i klinisk nevrofysiologi.

### 4.11 Rapportering

I svaret bør det stå hvilke nerver som er undersøkt og resultatene av dette. Svaret bør være så forståelig og kort som mulig. Det er unødvendig å sende en komplett beskrivelse med alle rådataer til henvisende lege. Ofte blir dette oppfattet som overlesset journalfyll. I de aller fleste tilfeller er klinikerne kun interessert i konklusjonen. I enkelte tilfeller kan det tas med de viktigste nøkkeldata for å belyse funnet / manglende funn, eller andre forhold som er av betydning for diskusjonen eller presentasjonen. En grafisk framstilling av pasientens verdier mot normalgrensene kan eventuelt sendes til henvisende lege.

Ved utforming av besvarelsen bør en forsøke å gi et svar på den problemstillingen som er presentert i henvisningen, og eventuelt svare direkte på spørsmål. En bør skrive noe om hva resultatene betyr. Hvis det er mulig, bør dette settes inn i sin kliniske sammenheng.

Svaret sendes alltid til henvisende lege, og eventuelt andre mottakere i henhold til sykehusets/laboratoriets retningslinjer.

### 4.12 Litteratur

Aminoff MJ, Aminoff's Electrodiagnosis in Clinical Neurology. Churchill Livingstone, sixth edition 2012.

Bischoff C, Fuglsang-Fredriksen A, Vendelbo L, Sumner A. Standards of instrumentation of EMG. The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl. 1999;52:199-211.

- Braddom RL, Johnsen EW. Standardization of H-refleks and diagnostic use in S1 radiculopathy. *Arch Phys Med Rehab* 1974;55:161-6.
- Boon, A. J., et al. (2012). "Hematoma risk after needle electromyography" *Muscle and Nerve* **45**(1): 9-12.
- Caruso G, Eisen A, Stålberg E, Kimura J, Mamoli B, Dengler R, Santoro L, Hopf HC. Clinical EMG and glossary of terms most commonly used by clinical electromyographers. The International Federation of Clinical Neurophysiology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999;52:189-98.
- Crossley GH et al. The Heart Rhythm Society (HRS)/American Society of Anesthesiologists (ASA) Expert Consensus Statement. *Heart Rhythm* 2011; 8: 1114-1154
- Daube JR, Rubin DI. Needle electromyography. *Muscle and Nerve* 2009; 39: 244-70.
- DeLisa JA, Mackenzie K. *Manual of Nerve Conduction Velocity Techniques*, 2nd print, New York: Raven Press, 1983.
- Derejko M. *Clinical Neurophysiology* 2012; 123: 211-213
- Deuschl G, Eisen A (ed) *Recommendations for the practice of Clinical neurophysiology* *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl* 52, Elsevier 1999.
- Drenthen, J., Blok, J. H., Van Heel, E. B. M. D., & Visser, G. H. (2008). Limb temperature and nerve conduction velocity during warming with hot water blankets. *Journal of Clinical Neurophysiology*. <https://doi.org/10.1097/WNP.0b013e31816a3b28>
- Gooch CL, Weimer LH. The electrodiagnosis of neuropathy: basic principles and common pitfalls. *Neurologic Clinics* 2007; 25: 1-28
- Kimura J. *Electrodiagnosis in Diseases of Nerve and Muscle: Principles and Practice*. Philadelphia: Oxford University Press, 4th Edition 2013
- Krarup C. Compound sensory action potential in normal and pathological human nerves. *Muscle and Nerve* 2004; 29: 465-83
- Liveson JA, Ma DM. *Laboratory reference for clinical neurophysiology*. Philadelphia: FA Davis, 1992.
- Mellion ML, *Muscle and Nerve* 2010
- Oh SJ. *Clinical Electromyography, Nerve Conduction Studies*. Baltimore: University Park Press, 3rd ed 2003
- Pease W, Lew H, Johnsen E. *Johnson's Practical Electromyography*. 4th Edition LWW 2007
- Pease, W. S., & Pitzer, N. L. (1990). Electronic filter effects on normal motor and sensory nerve conduction tests. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. <https://doi.org/10.1097/00002060-199002000-00007>
- Plastaras CT et al. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 2008; 87: 183-8.
- Preston D Shapiro B *Electromyography and neuromuscular disorders* 3rd ed Elsevier 2013

- Richer K, Hertel G, Stodieck G. Increased voltage of the muscle action potential of normal subjects after cooling. *J Neurol* 1977;216:33-8.
- Rubin DI. Technical Issues and Potential Complications of Nerve Conduction Studies and Needle Electromyography. *Neurologic Clinics* 2012; 30: 685-+.
- Sarala PK, Nishihira T, Oh SJ. Meralgia paresthetica: Electrophysiological study. *Arch Phys Med Rehab* 1979;60:30-1.
- Schoeck AP, *Muscle and Nerve* 2007
- Shin YB, Park JH, Kwon DR, Park BK. Variability in conduction of the lateral femoral cutaneous nerve. *Muscle Nerve*. 2006;33:645-9
- Stålberg E, Falck B. Clinical Motor Nerve Conduction Studies. In: "Methods in Clinical Neurophysiology" (Dantec) Vol 4, no 3, 1993.
- Stålberg E, Falck B. Sensory nerve conduction studies with surface electrodes. In: "Methods in Clinical Neurophysiology" (Dantec) Vol 5, no 1, 1994.
- Stålberg E, Falck B, Gilai A, Jabre J, Sonoo M, Todnem K. Standards for quantification of EMG and neurography. *The International Federation of Clinical Neurophysiology*.
- Stålberg, E., van Dijk, H., Falck, B., Kimura, J., Neuwirth, C., Pitt, M., ... Zwarts, M. (2019). Standards for quantification of EMG and neurography. *Clinical Neurophysiology*, 130(9), 1688–1729. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2019.05.008>
- Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*. 1999;52:213-20.
- van Dijk JG. 'Rules of conduct': some practical guidelines for testing motor-nerve conduction. *Archives of Physiology and Biochemistry* 2000; 108: 229-47
- Ven AA et al. *Muscle and Nerve* 2004; 30: 234-8
- Wilbourn AJ. Nerve conduction studies. Types, components, abnormalities, and value in localization. *Neurologic Clinics* 2002; 20: 305-38, v

