

# Kapittel 5 Elektromyografi (EMG)

I det følgende kapitlet gis anbefalinger rundt undersøkelsesforhold, instrumentering og generell metodikk ved EMG-undersøkelse. Kapitlet er utarbeidet av prosjektgruppen for Metoder i Klinisk Nevrofysiologi 1993-1997, og revidert av Kvalitetsutvalget i Klinisk nevrofysiologi 2004-2008, 2016 og 2020.

## Innholdsfortegnelse

5.1 Bakgrunn og indikasjon .....	2
5.2 Anatomi og fysiologi .....	2
5.3 Utstyr og innstillinger .....	3
5.3.1 Rutinemessig innstilling av parametrene på apparatet .....	3
5.3.2 Elektroder .....	4
5.4 Prosedyre og utførelse av EMG .....	4
5.4.1 Innstikksaktivitet .....	5
5.4.2 Spontanaktivitet .....	5
5.4.3 Fyringsmønstre ved EMG .....	6
5.4.4 Skjermbilder ved ulike tilstander .....	10
5.5 Kvantitativ EMG utførelse .....	12
5.5.1 Motor unit potensialer (MUP) .....	12
5.5.2 Elektrodeposisjon .....	13
5.5.3 Isolasjon, identifikasjon, og utvelgelse av MUPer. ....	13
5.5.4 Problemer knyttet til MUP kvantitering og analyse .....	14
5.5.5 Analyse av MUP variablene .....	14
5.5.6 Biologiske faktorerers påvirkning av MUP variablene .....	15
5.6 Dokumentasjon og rapportering .....	16
5.7 EMG hos barn .....	16
5.8 Makro EMG .....	17
5.9 Referanseverdier for EMG og single fiber EMG .....	17
5.9.1 Statistisk evaluering av MUP variablene .....	17
5.9.2 Normalverdier for MUPs ved standard-EMG i noen av de vanligste musklene .....	18
5.9.3 Normalverdier for makro-MUPs ved makro-EMG .....	19
5.10 Referanser og litteratur .....	19
5.10.1 Referanser .....	19
5.10.2 Nyere retningslinjer og oversiktsartikler .....	22

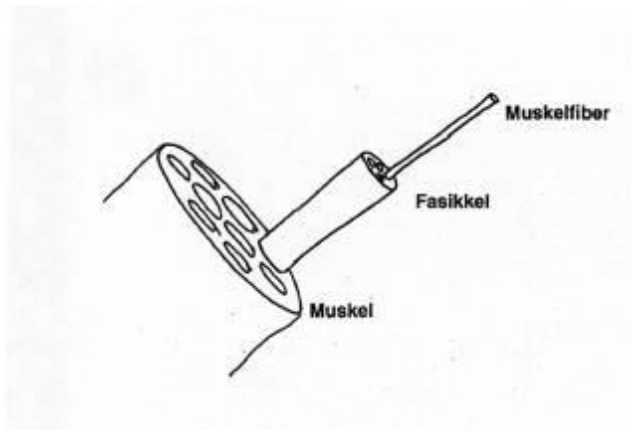
## 5.1 Bakgrunn og indikasjon

Elektromyografi (EMG) er en metode som registrerer muskelens elektriske aktivitet, og som gir opplysninger om de nedre motoriske nevroner, den nevromuskulære overgang og muskelen (1,2,3,4). Vanligvis benyttes intramuskulær konsentrisk bipolar nålelektrode til registreringen.

EMG brukes til diagnostikk av skader eller sykdom i de motoriske forhornceller, i perifere nerver, i den nevromuskulære overgang og i musklene. Retningsgivende for undersøkelsen er en nøyaktig klinisk og nevrologisk undersøkelse og en klar problemstilling. Undersøkelsen utføres av lege som er spesialist i klinisk nevrofysiologi eller som er under utdanning i klinisk nevrofysiologi.

## 5.2 Anatomi og fysiologi

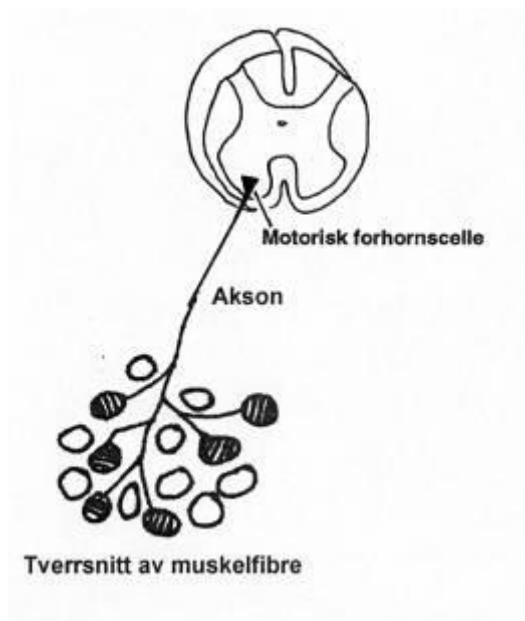
Muskelen er bygget opp av muskelfibre til fasikler, som igjen er buntet sammen til en muskel (Figur 1).



Figur 1. Anatomisk oppbygging av en muskel med fasikler og muskelfibre.

Muskelfiberen er omgitt av et lag med bindevev (endomysium). Muskelfiberen er den minste anatomiske enhet som har evnen til å trekke seg sammen. Hos nyfødte har muskelfibrene en gjennomsnittlig diameter på 10  $\mu\text{m}$ , og de er 50  $\mu\text{m}$  hos en voksen. Lengden på muskelfibrene varierer. Muskelfibrene leder aksjonspotensialer med en hastighet på 3 til 5 m/s (5).

Den motoriske enhet består av et motorisk nevron, dvs. en motorisk forhornscelle, aksonet til nevronet og muskelfibrene som blir innervert av nevronet (Figur 2). Det sammensatte elektriske potensialet fra aksjonspotensialene i muskelfibrene som tilhører en enkelt motorisk enhet benevnes en MUP («motor unit potential»).



Figur 2. Den motoriske enhet.

Forgreningen av aksonet skjer hovedsakelig inne i muskelen. I tverrstripet muskulatur har muskelfiberen vanligvis en motorisk endeplate i den midterste del av muskelfiberen. Endeplatesonen er irregulær og formen varierer fra den ene muskelen til den andre.

Endeplatesonen i biceps brachialis muskelen er V-formet og strekker seg over en lengde på 5 cm (6). I tibialis anterior muskelen ligger endeplatesonen kjegleformet i periferien (7). I sartorius muskelen er endeplatesonen spredt over hele lengden av muskelen (8).

Muskelfibrene som tilhører en motorisk enhet er spredt over et tverrsnitt på 5–10 mm i biceps brachii og tibialis anterior musklene (9,10). Dette området kalles territoriet til den motoriske enhet. Det er vist at fibrene til en motorisk enhet er tilfeldig spredt innenfor sitt territorium (11,12,13). I tibialis anterior muskelen er det gjennomsnittlig 560 muskelfibre i en motorisk enhet (14). I de motoriske enhetene som har lav terskel er det ca 70 fibre bedømt utfra singel fiber EMG (15).

En enkelt utladning av et motorisk nevron fører til at alle muskelfibrene som er innervert av dette nevronet trekker seg sammen samtidig. Den motoriske enhet er det minste funksjonelle elementet for kontraksjon. Antall motoriske enheter i en muskel kan telles ved bestemte teknikker (16), og en har funnet ut at i ekstensor digitorum brevis er det ca 200 motoriske enheter og i thenarmusklene fra 250 til 340. Den motoriske enheten endres dynamisk i forløpet av nevro-muskulær sykdom (17). EMG benyttes derfor ikke bare til diagnostikk, men også for å bedømme utviklingen av den patofysiologiske prosess.

## 5.3 Utstyr og innstillinger

### 5.3.1 Rutinemessig innstilling av parametrene på apparatet

Tidsaksen og oppsamlingsfrekvens

En sveptid over skjermen på 50 ms anbefales (18). Signalets digitaliseringsfrekvens bør minst være dobbelt så høy som den høyeste frekvensen i signalet for å unngå introduksjon av lavfrekvente

oversvingninger. MUPene inneholder lite frekvenser over 2 kHz, men det finnes ingen eksakt øvre grense.

Fibrillasjonspotensialer, satellittpotensialer, og komponenter i unormale MUPer har svært kort stigningstid. Amplitudene vil i slike tilfeller bli redusert ved bruk av 5 kHz filter. Normale MUPer oppsamles best ved 10 kHz, mens oppsamlingsfrekvenser opptil 20 kHz er ønskelig for potensialer med svært kort stigningstid.

#### Sensitivitet

Vi anbefaler 20 til 200  $\mu\text{V}$  per delenheter for å bedømme innstikksaktivitet og spontanaktivitet og 100  $\mu\text{V}$  til 1 mV for registrering av MUP og rekrutteringsmønster, eventuelt lavere forsterkning ved svært høye potensialer. Sensitiviteten må lett kunne forandres etter behov.

Støynivået i kommersielle EMG forsterkere bør ikke overstige 3–4  $\mu\text{V}$ . Når en legger til støyen i nål-elektroden vil støyen utgjøre ca 10  $\mu\text{V}$  (19). Analog/digital (A/D) omformere vil ikke øke støyen i nevneverdig grad. Det blir anbefalt å bruke minst en 12-bit A/D omformer.

#### Filterinnstilling

For å få mest mulig rene MUP potensialer anbefales det å bruke følgende filtersetting:

Lavfrekvensfilter: 2 Hz (5 Hz benyttes i noen automatiske metoder)

Høyfrekvensfilter: 10 kHz.

Med et lavfrekvensfilter på 20 Hz vil MUPen bli forvrengt, og en ny negativ etterbølge kan oppstå.

### 5.3.2 Elektroder

Størrelsen, formen og impedansen i elektroden vil påvirke resultatet av en EMG registrering. Det er allikevel gjort lite forskning på den kliniske betydningen av disse forholdene. Tynne nåler kan eksempelvis gi annen form og størrelse på MUPer enn tykkere nåler, men den kliniske betydningen av nålestørrelse er allikevel lite studert.

Det blir brukt to typer nål-elektroder: konsentrisk (bipolar) og monopolar. Monopolare elektroder brukes i dag lite. Den konsentriske elektroden har en kjernetråd av platina eller rustfritt stål som er 0.15 mm i diameter, og plassert inni en nål av rustfritt stål. Metalltråden inni er isolert, og tuppen har en vinkel på 15 grader. Kjernen som ligger ut mot overflaten har vanligvis et areal på 0.07 mm<sup>2</sup> (eller 0.015 mm<sup>2</sup> i nål for undersøkelse av tynne, små muskler). Aktiviteten fra fjerne motoriske enheter gir nærmest identiske potensialer ved kjernen og kanylen i den konsentriske elektroden. Basislinjen blir mye flatere ved bruk av konsentrisk elektrode sammenlignet med monopolar. Ved bruk av monopolar-elektrode må det brukes en overflatereferanse. Ved bruk av konsentrisk nål-elektrode vil aktiviteten være avhengig av hvor dypt elektroden er plassert i musklen.

## 5.4 Prosedyre og utførelse av EMG

Før en starter EMG undersøkelsen må en sikre seg at muskeltemperaturen er høy nok. Kjølige distale muskler bør oppvarmes for å unngå falske negative resultater (maskering av denervasjon). Huden skal være ren. Eventuelt kan den desinfiseres med egnet middel (f. eks. 70% sprit eller klorhexidinsprit) (20). Jordledning festes på ekstremiteten som skal undersøkes (nær EMG elektrodene).

En elektromyografisk undersøkelse består av fire deler; innstikksaktivitet, spontanaktivitet, MUP analyse og vurdering av fyringsmønstre (aktivering, rekrutteringsmønster og interferensmønster) (21).

#### 5.4.1 Innstikksaktivitet

Når en nål-elektrode føres inn i muskelen gir det vanligvis opphav til korte utladninger av elektrisk aktivitet. Innstikksaktiviteten varer noen millisekund og litt lengre enn selve innstikket. På skjermen ser det ut som positive og negative spikes i grupper, og det høres en høyfrekvent skarp lyd i høytaleren. Utfra dette kan en så noenlunde avgjøre om innstikksaktiviteten er normal, minket eller øket. Den vil for eksempel være minket i tilfeller av fibrose og øket hvis det foreligger denervering.

#### 5.4.2 Spontanaktivitet

Spontanaktivitet registreres med muskelen i hvile og elektroden i ro i en bestemt posisjon. Hvis elektroden holdes stille i muskelen, skal det i normal muskel ikke utlades noen potensialer. Hvis elektroden sitter i endeplateområdet kan det ses endeplateaktivitet som består av to ulike komponenter; lavamplitudige, undulerende potensialer og høyamplitudige, intermitterende spikes med direkte negativ avgang. Endeplateaktiviteten er fysiologisk, men pleier å øke i denervert muskulatur.

Positive skarpe bølger og fibrillasjonspotensialer

I akutt, denervert muskulatur kan det ses positive skarpe bølger og fibrillasjonspotensialer (22,23). Disse potensialene ses også ved myositt og en del myopatier (muskeldystrofier) (24). Potensialene kommer i regelmessige fyringsmønstre ofte med frekvenser fra 0,5 – 10Hz (21). Spontanaktivitet kan høres ut som "regn på et tak".

Denne spontanaktiviteten kan graderes:

- 0: Ingen spontanaktivitet
- 1: Sporadisk spontanaktivitet, ses minst to steder, men en må lete.
- 2: Middels spontanaktivitet, ses de fleste steder, men med lav frekvens.
- 3: Hyppig eller vedvarende spontanaktivitet i alle eller de fleste steder.

Som et alternativ til denne graderingen kan benyttes antall steder (i %) hvor spontanaktivitet er registrert. Ved gradering av spontanaktivitet bør denne måles på ti forskjellige steder.

Fasikulasjoner

Fasikulasjoner er spontane utladninger av en gruppe muskelfibre som vanligvis representerer en hel motorisk enhet (unntaksvis en del av en MU). Hvis dette skjer overfladisk i muskelen kan det ses som en muskelrykning. På skjermen ses de som spontane MUPer og de mangler det nesten-regulære fyringsmønsteret som kjennetegner normal volontær motorisk aktivitet. Fasikulasjonspotensialer opptrer typisk ved sykdommer i de motoriske forhorncellene i ryggmargen, men kan også ses ved radikulopatier og ved avklemming av perifere nerver og andre nevropatier. De kan også forekomme normalt i kortere perioder i enkeltmuskler eller muskelgrupper, for eksempel etter trening, og det er ikke mulig (amplitude, bredde, form etc) å skille mellom normale og unormale fasikulasjoner. Som eneste funn representerer ikke fasikulasjonspotensialene noe sikkert unormalt, de må sammenholdes med andre eventuelt unormale funn.

## Myokymier

Komplekse utbrudd av repeterte utladninger av MUPer kalles myokymier og slik aktivitet kan noen ganger observeres som ormelignende bevegelser av huden. Dette ses spesielt hos pasienter med gliomer i hjernestammen, multipel sclerose, polyradikulitt og plexus skader (ofte som følge av stråleskader). Myokymier er ofte høyfrekvente i burstene med lav frekvens mellom burstene og kan ha en marsjerende lyd (21).

## Komplekse repetitive utladninger

Komplekse repeterte utladninger (gammel betegnelse: pseudomyotone utladninger) er en gruppe muskelfibre som utlades samtidig. Amplituden er 50  $\mu$ V til 1 mV og varigheten opptil 100 ms. Utladningene gjentar seg selv langsomt eller raskt, fra 5 til 100 impulser per sekund. De starter raskt, er konstante en viss periode og slutter deretter like brått som de oppsto. I høytaleren høres en lyd som minner om maskingeværsalve.

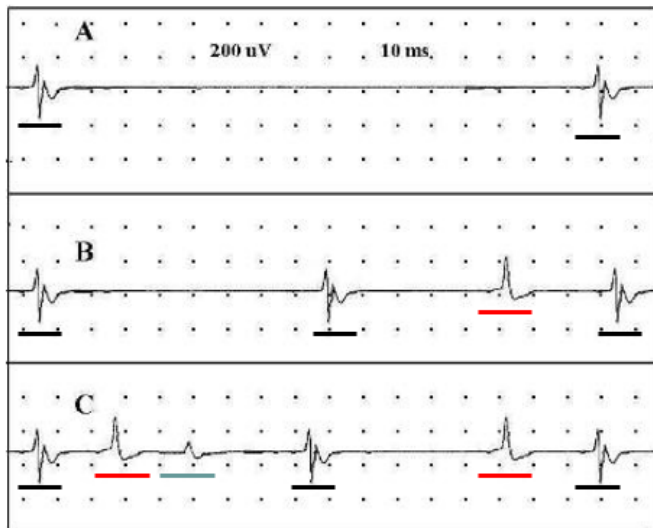
Disse utladningene ses spesielt i enkelte myopatiser slik som muskeldystrofi (spesielt Duchenne), metabolske myopatiser (ved Pompes sykdom ses slike utladninger ofte i paravertebral muskulatur) og polymyositt. Det ses dessuten i mange tilstander med denervering, slik som motorisk forhorncellesykdom (spesielt spinal muskelatrofi), radikulopati og kronisk polynevropati (spesielt Charcot-Marie-Tooth sykdom). Komplekse repetitive utladninger ses en sjelden gang hos normale individer.

## Myotone utladninger

Myotone utladninger er spontane utladninger fra en muskelfiber og har karakteristisk "waxing and waning" av både amplitude og frekvens. Dette høres i distal og facialis muskulatur, og er karakteristisk for dystrophia myotonica og paramyotoni. Lyden er av crescendo-decrescendo type.

## 5.4.3 Fyringsmønstre ved EMG

Med dette forstås aktivering, rekruttering og interferensmønster (21, 25, 26). Dette vurderes ved progressiv økning av grad av muskelkontraksjon. Undersøkelsen gjøres i flere deler av muskelen som aktiveres. Ved økende voluntær kontraksjon vil de motoriske enheter gradvis rekrutteres etter størrelse og ved helt lett kontraksjon vil kun de minste motoriske enhetene fyre. Med økende muskelbruk vil stadig større enheter rekrutteres. I en normal muskel vil det være en bestemt rekrutteringsratio hvor den første rekrutterte motoriske enheten må fyre med en viss frekvens før neste motoriske enhet rekrutteres. I frisk muskel er vanligvis forholdet mellom frekvens og antall MUPer 4:1 til 6:1 avhengig av hvilken muskel som undersøkes. Man kan vurdere rekrutteringen ved å se på frekvensen til den første aktiverte MUPen når den andre MUPen rekrutteres. Hvis hele skjermbildet er innstilt på 200 ms (f.eks. 10x20 ms/D) vil antall MUPer x 5 per skjermbilde grovt kunne gi et bilde av fyringsfrekvensen. Dersom en MUP ses 3 eller flere ganger per skjermbilde (dvs frekvens på 15Hz eller mer) uten at MUP nr 2 er rekruttert, er dette et uttrykk for redusert rekruttering.

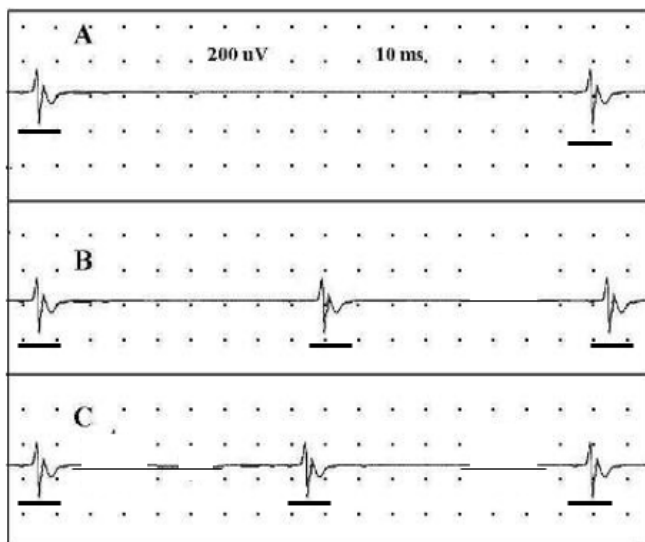


A. Minimal grad av muskelkontraksjon  
MUP nr. 1 (sort) fyrer ved 6 Hz

B. Gradvis økt kontraksjon fører til rekruttering av MUP nr. 2 (rød)  
(når MUP nr. 1 fyrer ved 12 Hz)

C. Ytterligere økt kontraksjon fører til rekruttering av MUP nr. 3

Figur 3. Normalt rekrutteringsmønster.



A. Minimal grad av muskelkontraksjon  
MUP nr. 1 fyrer ved 6 Hz

B. Gradvis økt kontraksjon fører til at MUP nr. 1 fyrer ved 12 Hz

C. Ytterligere økt kontraksjon uten rekruttering av nye MUP.

Figur 4. Redusert rekrutteringsmønster.

Ved sterkere muskelkraft begynner mange motoriske enheter å fyre svært raskt, opptil 50 Hz, slik at det er vanskelig å skille enhetene fra hverandre. Spiketettheten og gjennomsnittlig amplitude kan ses og vurderes visuelt direkte på skjermen.

Interferensmønsteret vurderes ved kraftig kontraksjon hvor mange MUPer vil overlape hverandre («interferens»). Interferensmønsteret avhenger av aktivering og rekruttering. Redusert interferensmønster kan således skyldes redusert aktivering ( redusert fyringsfrekvens som bl.a. kan være sentralt betinget eller smertebetinget) eller redusert rekruttering av nye MUPer. Ved flere typer myopatier vil man kunne se tidlig rekruttering hvor det ses et økt antall MUPer, men som er mindre effektive i forhold til muskelkraft.

Ved maksimal kontraksjon vil ulike tilstander kunne gi karakteristiske interferensmønstre:

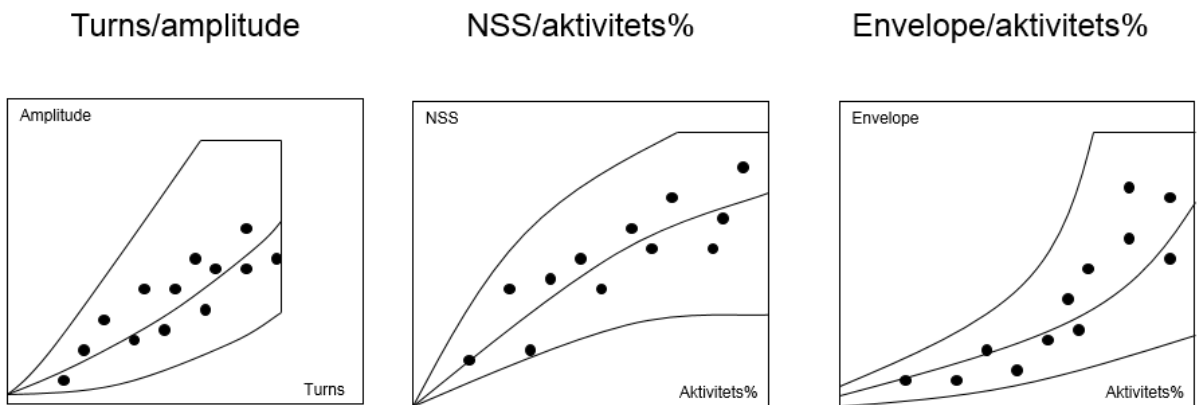
- Normal: normal «tetthet» av MUPer med normale amplituder
- Nevrogen: redusert «tetthet» av MUPer med økte amplituder
- Myopatisk: normal eller økt «tetthet» av MUPer med reduserte amplituder

Interferensmønstre kan også måles ved kvantitative spesialundersøkelser f.eks. turns-amplitude analyse, number of short segments (NSS)/aktivitets%, envelope / aktivitets%. Programmene finnes i de fleste EMG-maskiner. Utførelsen av disse prøvene må gjøres etter anvisning av de som har utviklet metoden. Metoden kan brukes til å differensiere primære muskellidelser fra nevrogene lesjoner.

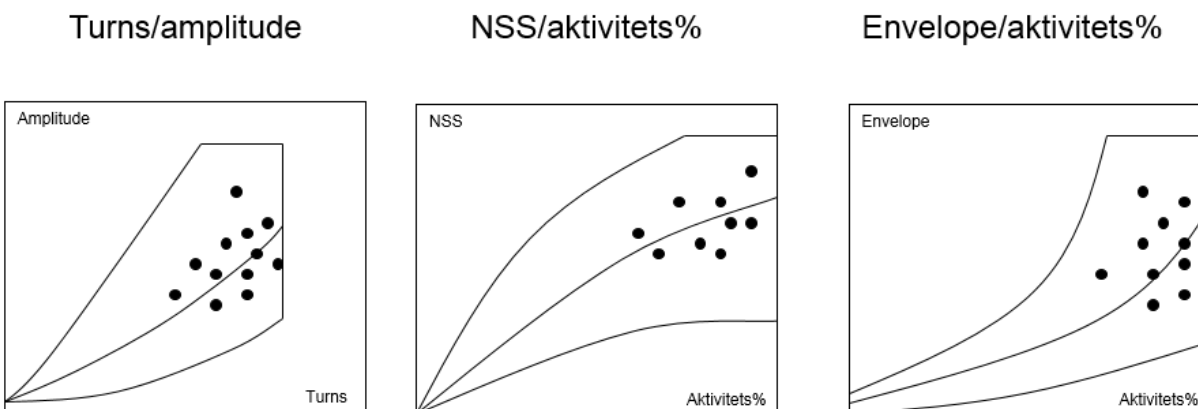
Noen definisjoner:

- Turns: Endring i signalretningen som er på minst 100  $\mu\text{V}$
- Envelope: 10% av de høyeste og laveste amplitudene er fjernet
- Short segments: Et uttrykk for kompleksiteten av MUPene. Høy verdi ved små polyfasiske potensialer
- Aktivitets%: Uttrykk for grad av aktivering og evne til å aktivere

Kvantitativ vurdering av ulike interferensmønstre (figurer laget av Eyvind Rugland)



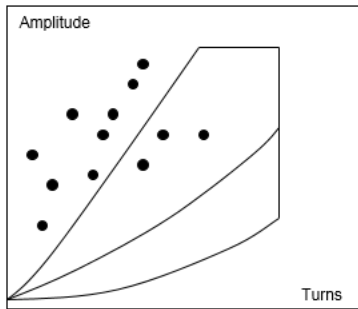
Figur 5. Normal



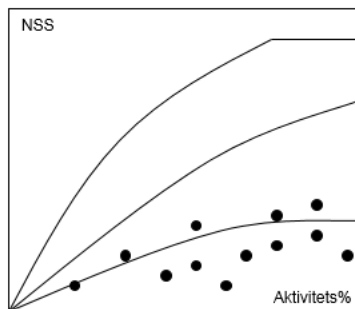
Figur 6. Normal med kun maksimal kontraksjon.



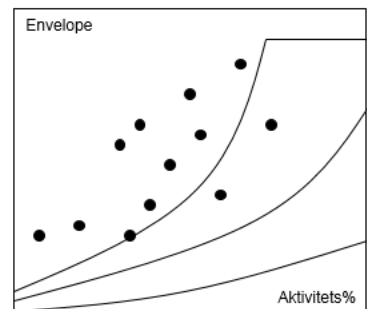
Turns/amplitude



NSS/aktivitets%

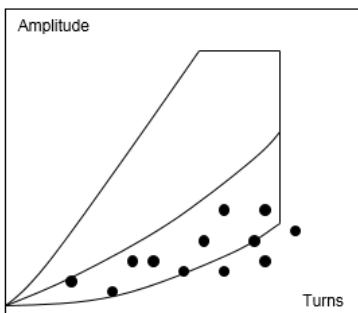


Envelope/aktivitets%

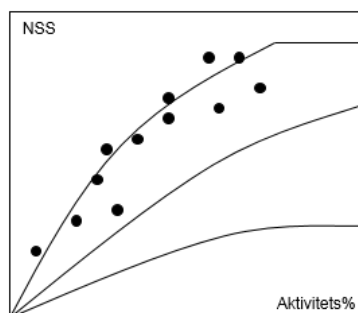


Figur 7. Uttalt nevrogen.

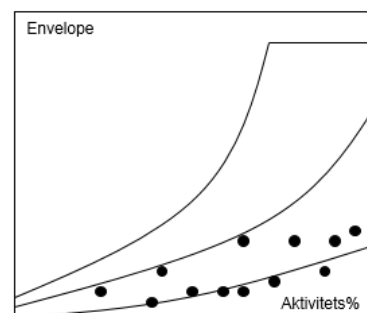
Turns/amplitude



NSS/aktivitets%

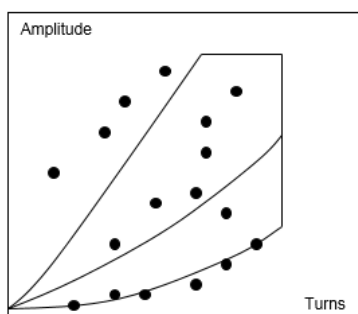


Envelope/aktivitets%

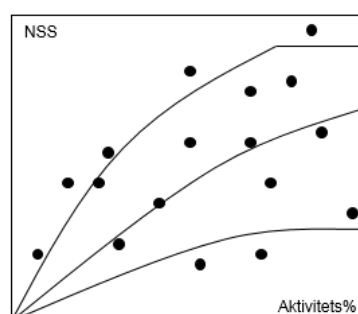


Figur 8- Myopati

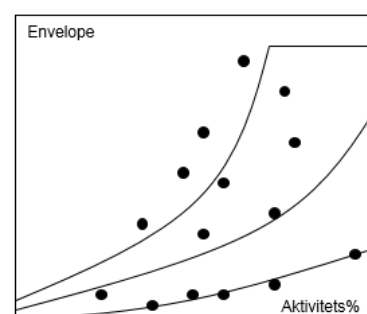
Turns/amplitude



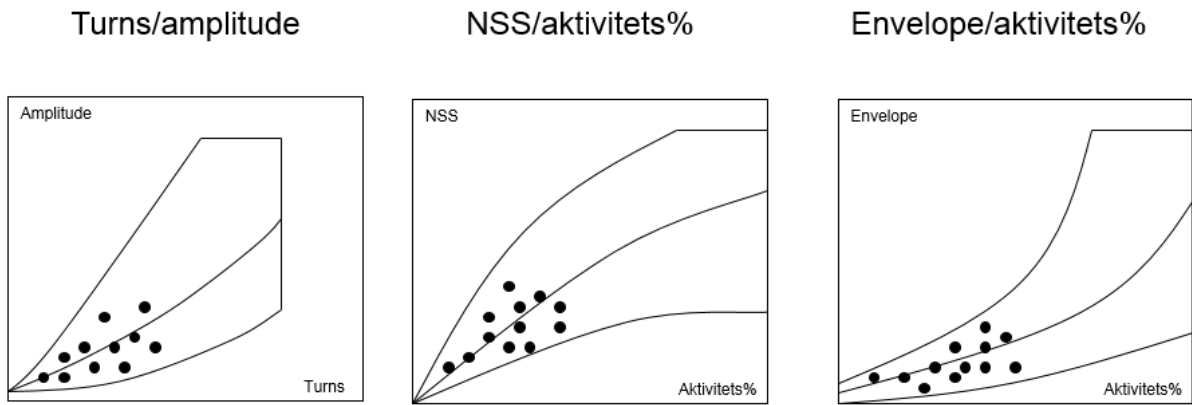
NSS/aktivitets%



Envelope/aktivitets%

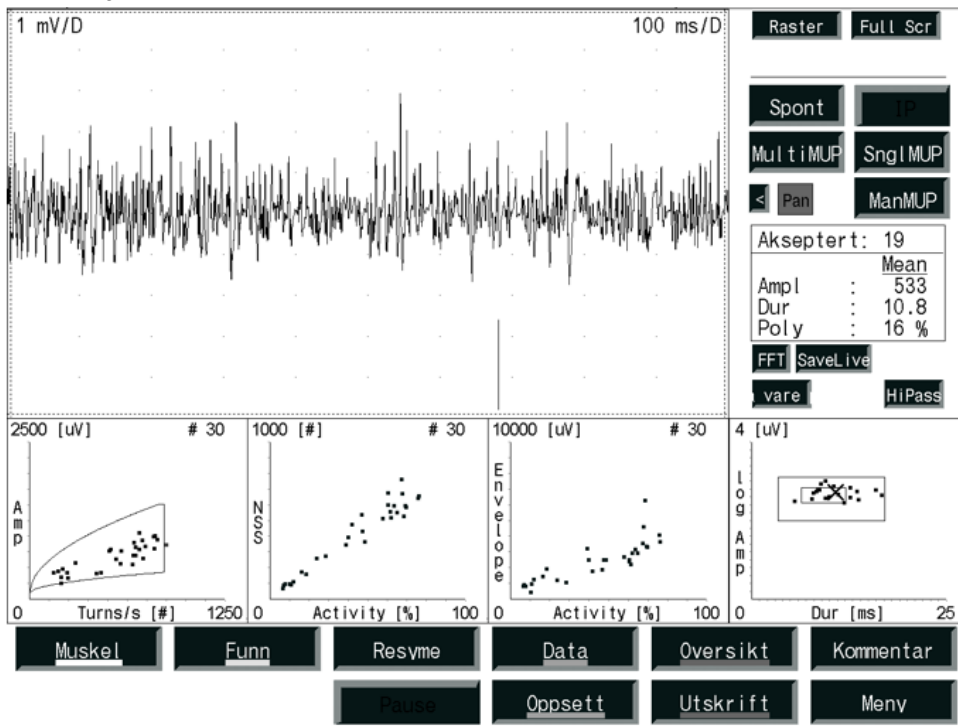


Figur 9. Kronisk myopati (når det kommer både «myopatiske» og «nevrogene» MUPer).

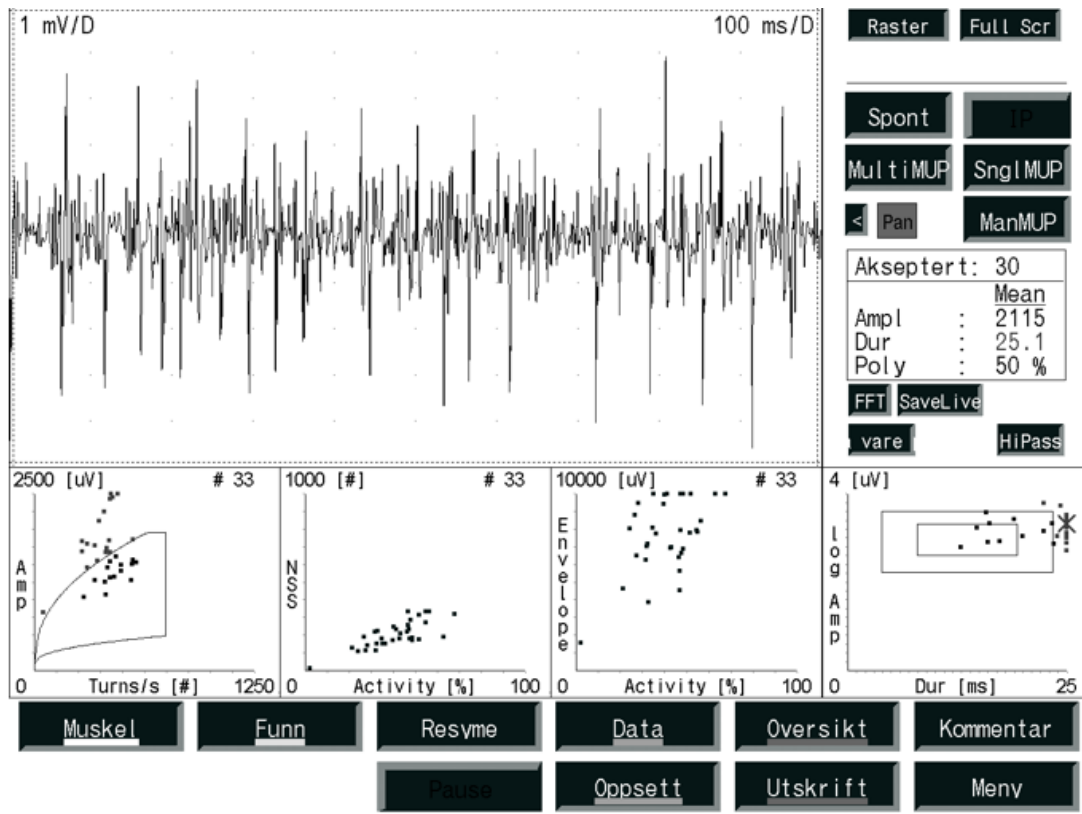


Figur 10. Sentral svakhet.

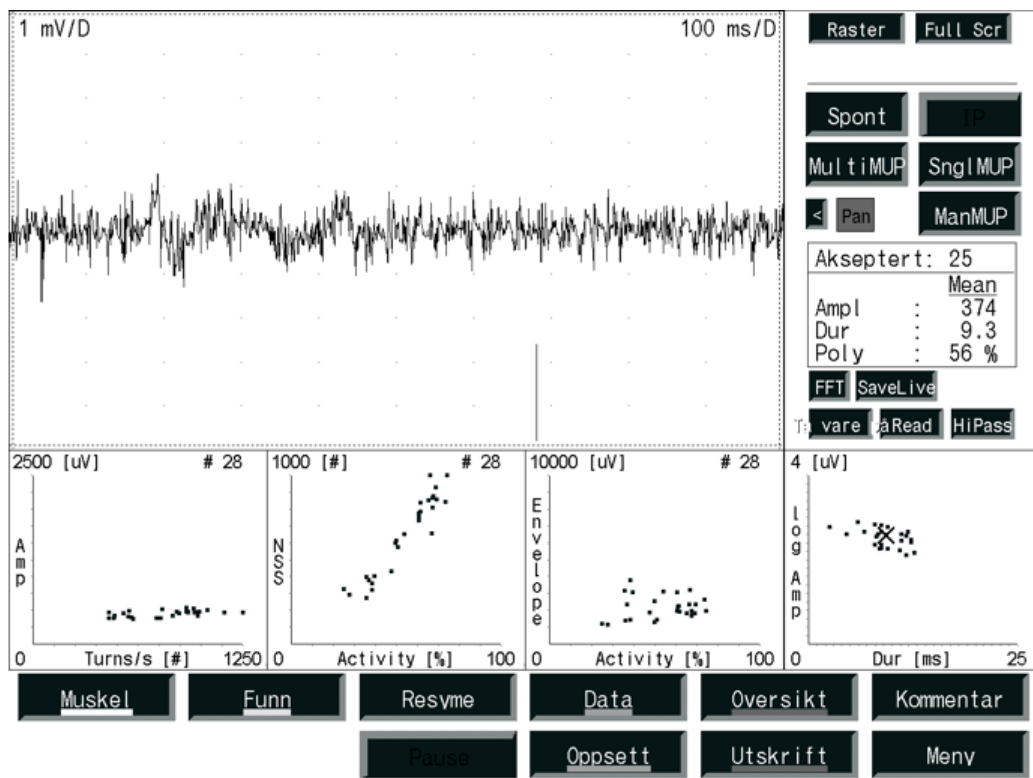
#### 5.4.4 Skjermbilder ved ulike tilstander



Figur 11. Normal EMG-undersøkelse av m. biceps.



Figur 12. EMG-undersøkelse av m. tibialis anterior, neurogent bilde.



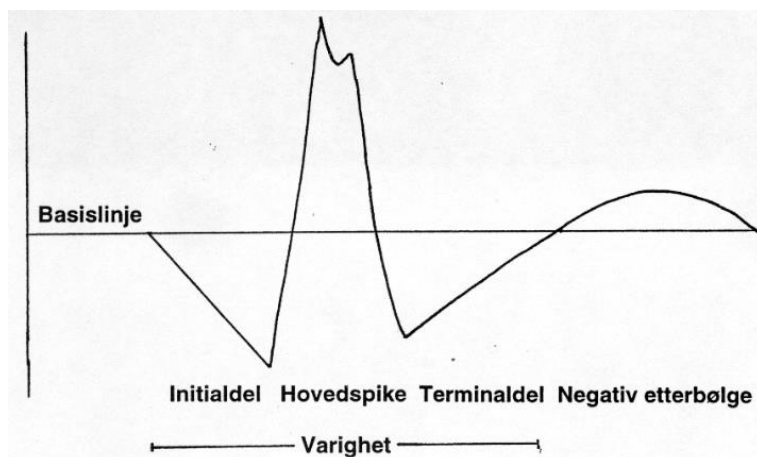
Figur 13. EMG-undersøkelse av m. iliopsoas, myopatisk bilde.

## 5.5 Kvantitativ EMG utførelse

Det skal undersøkes både overfladiske og dypere liggende MUPer og i ulike områder av muskelen. Det anbefales å plassere elektroden i den overfladiske delen først og analysere MUPene ved lett til moderat muskelbruk. Området like under muskefascien bør unngås fordi det kan gi feilaktig inntrykk av polyfasi og lav amplitude. Et godt samarbeid mellom lege og en avslappet pasient er viktig. Pasienten instrueres om å øke muskelkraften langsomt og forsiktig. Muskelaktiveringen må ikke være sterkere enn at en får skilt MUPene fra hverandre. De MUPene en får registrert dypere i muskelen er større enn de som er lokalisert mer overfladisk. MUP potensialet er den summerte (sammensatte) aktiviteten fra aksjonspotensialer i alle fibre i den motoriske enhet.

### 5.5.1 Motor unit potensialer (MUP)

Bidraget til den enkelte fiberen er avhengig av avstanden til registreringselektroden. Hvis elektroden er innenfor territoriet til den motoriske enheten, men utenfor endeplatesonen, består MUP av en positiv initial og terminal komponent og den sentrale komponenten er lokalisert i midten (Figur 14).



Figur 14. Prinsippskisse av MUP potensialet

Starten på potensialet genereres av aksjonspotensialene til en stor del av fibre i den motoriske enheten. Den første delen starter med depolarisering av muskelfibre ved endeplatene og avsluttes ved den første positive toppen. Når MUP blir registrert utenfor endeplatesonen med liten forsterkning (200–500  $\mu\text{V}/\text{enhet}$ ), vil den første nedbøyning skje som et positivt potensial med en gradvis start. Med høyere forsterkning (10–20  $\mu\text{V}/\text{enhet}$ ) vil starten være brå. Jo nærmere elektroden endeplatesonen er, jo bråere vil starten være (27). Varigheten av startfasen øker lineært med avstanden mellom elektroden og endeplatesonen. Dette skyldes lengre ledningstid langs muskelfiberen. Hvis elektroden sitter i endeplatesonen, ses det ingen startfase, og potensialet går direkte i negativ retning.

Spisspotensialet er summen av muskelfibrenes aksjonspotensialer nærmest elektroden. Sansynligvis deltar mindre enn 15 fibre til dette spisspotensialet i en normal motorisk enhet (28). Spisspotensialet starter ved den første positive toppen og ender ved den siste toppen. Spisspotensialet har vanligvis en negativ topp, kalt hovedspissen, men kan ha flere spisser. En MUP kan også ha en eller flere komponenter utenom spisspotensialet, og disse kalles satelitter. Terminaldelen av potensialet utgjøres av strømmen av potensialer som er på vei bort fra elektroden. Den starter ved enden av

spisspotensialet og slutter der signalet når grunnlinjen. Den nærmer seg basislinjen gradvis, og kan følges av et lite, negativt etterpotensial.

Det negative etterpotensialet oppstår på grunn av lavfrekvensfilteret på forsterkeren. Hvis en MUP har en dominerende positiv fase, blir det balansert av den negative etterbølgen (29). Den negative etterbølgen har vanligvis en amplitude på mindre enn 10  $\mu\text{V}$ . Den fasen øker hvis lavfrekvensfilteret settes over 2 Hz. Det anbefales derfor et lavfrekvensfilter på 2 Hz. Selv med denne filtersettingen unngår en ikke fullstendig den negative etterbølgen.

Det ses av og til en liten positiv bølge, vanligvis påklippet den positive etterbølgen. Dette potensialet er mer uttalt i registreringer med monopolar elektrode. Vanligvis ses det ikke ved bruk av konsentriske elektrode. En satellitt er et potensial, vanligvis et enkelt fiber potensial, med et fast tidsintervall til spisspotensialet, og oppstår etter terminaldelen av spisspotensialet (30,31). Satellitter ses i 1–3 % av normale muskler (32). En økning av satellitter ses i enkelte nevropatier og myopati (33).

### 5.5.2 Elektrodeposisjon

For å få en representativ oppsamling av MUPer fra ulike motoriske enheter, er det nødvendig å samle opp MUPer fra ulike steder i muskelen. Det er større sjans for å finne abnormiteter ved å undersøke ulike deler av muskelen. I følge Buchtal, bør MUPene oppsamles ved svak voluntær kontraksjon fra minst 20 ulike punkter med minst 3 mm avstand (1,34). I moderne EMG-apparatet brukes multi-MUP programvare utviklet bl.a. av Stålberg og medarbeidere for raskere å kunne analysere ca 20 MUP fra hver muskel. For hvert innstikk kan en bruke fire retninger med registrering fra **flere** dybder per retning. En kan også registrere to eller flere MUPer fra samme posisjon.

I små muskler er det nok å analysere i ti punkter, og i disse musklene bør en gjøre en til to innstikk. I større proksimale muskler bør en gjøre to til tre innstikk. Spesielt ved spørsmål om myopati og myositt vil dette øke den diagnostiske sikkerhet. Hvis det er nødvendig å undersøke mange muskler, for eksempel ved radikulopati utredning, må en vurdere nytten av mange innstikk mot ubehaget til pasienten. I andre tilfeller der det foreligger uspesifikke aktiveringsproblemer, samarbeidsproblemer på grunn av sykdom, smerter, alder og lignende må en også redusere på de ideelle kravene vedrørende mange innstikk per muskel og undersøkelse av mange muskler (dette må da nevnes i svaret da man i mindre grad kan trekke sikre konklusjoner ved begrenset EMG undersøkelse).

MUPens utseende avhenger av posisjonen til elektroden innenfor territoriet til den motoriske enheten. Elektroden kan plasseres tilfeldig i muskelen og alle potensialer med amplitude over 50  $\mu\text{V}$  tas med i vurderingen. Det er viktig at elektroden plasseres slik at en får gode potensialer. Ved kvantitering av MUPene bør elektroden ikke beveges innenfor territoriet for å få med maksimal amplitude. Det har vært foreslått at bare MUPer med en stigningstid på mindre enn 0.5 ms skulle aksepteres (International Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 1983). Imidlertid er det ingen sikker vitenskapelig basis for denne uttalelsen, og noe lenger stigningstid er derfor også akseptabel.

### 5.5.3 Isolasjon, identifikasjon, og utvelgelse av MUPer.

Analyse av MUPene gjøres automatisk av computeren i EMG-apparatet. MUPene blir isolert med en nivåtrigger og forsinket. Operatøren eller computeren velger ut en eller flere prøve-MUPer. Når det blir funnet et visst antall MUPer som er like prøve-MUPen, blir det antatt at denne blir laget av en enkelt motorisk enhet og kan analyseres. Hvis det ikke blir funnet MUPer som kan identifiseres med prøve MUPen, blir denne forkastet og erstattet med en annen MUP.

Det er viktig å utføre en visuell kvalitetskontroll av computer-genererte sammensatte MUPer som er generert som et gjennomsnitt fra templat-identifiserte enkelt-MUPer. Hvis EMG-maskinen for eksempel identifiserer 6 MUPer fra en nåleposisjon, så kan det være lurt å forkaste de 2–3 med dårligst identifiseringsgrad. Før en gjennomsnitts-MUP aksepteres må enkelt-MUPer som inngår i gjennomsnittet undersøkes visuelt. Enkelt MUP som er feilaktig identifisert kan fjernes fra gjennomsnittet. Posisjonen på start-markøren og slutt-markøren må også kontrolleres og endres hvis computeren har satt disse på feil sted. Sensitiviteten skal da være 200  $\mu$ V.

#### 5.5.4 Problemer knyttet til MUP kvantitering og analyse

MUP kvantitering er beheftet med noen metodeproblemer som dels er knyttet til apparaturen (ulike algoritmer), undersøgeren (bias knyttet til utvelgelse av MUPer eller eventuell korreksjon av computer foreslåtte verdier), undersøkelses prosedyren (undersøkelsessteder og innstikk per muskel) og pasienten (grad av samarbeide, eventuelt smertelager). Det kreves derfor en betydelig erfaring i EMG generelt, og kvantitering spesielt for å utføre og tolke kvantitativt EMG. En kan slett ikke stole «blindt» på tallverdiene fra den automatiske analysen. Resultatene må alltid vurderes av en erfaren klinisk nevrofysiolog og resultatene må tolkes med forsiktighet i lys av forholdene under undersøkelsen.

#### 5.5.5 Analyse av MUP variablene

Varighet, amplitude og antall faser har empirisk vist seg å være viktige i diagnosen av nevro-muskulære lidelser. Computerbaserte metoder letter måling av disse og andre EMG-variabler:

##### Varighet av MUP

Varigheten av en MUP inkluderer hovedspissen og mesteparten av de initiale og terminale delene. Begynnelsen starter vanligvis der potensialet skarpt avviker fra grunnlinjen når muskelfibren depolariseres ved endeplaten. Hvis MUPen blir registrert et stykke fra endeplaten, er begynnelsen mer gradvis og starten kommer senere enn der potensialet avviker fra grunnlinjen. Sluttpunktet er et noe usikkert mål på opphør av muskel aksjonspotensialet. Det er vanskeligere å bestemme, fordi terminalparten nærmer seg gradvis til grunnlinjen. Ved computerbaserte metoder blir det brukt amplitude eller kurvens helning for å bestemme sluttpunktet. Hvis kriteriene er for sensitive vil den negative etterbølgen og fluktuasjoner på grunn av støy gi for lang varighet av potensialet. Den negative etterbølgen er et artefakt og skal ikke inkluderes i potensialet. Hvis kriteriene imidlertid er for grove vil varigheten nærme seg varigheten av hovedspissen. Satelitter skal heller ikke inkluderes i varigheten.

##### Amplituden

Amplituden måles fra største negative til største positive spiss. Den bestemmes av diameteren til muskelfibrene, antallet muskelfibre og tidsspredningen til aksjonspotensialene som ligger nærmest elektroden. Computersimulering av MUPer indikerer at amplituden blir bestemt av mindre enn åtte muskelfibre, av og til bare av en eller to muskelfibre innenfor 500  $\mu$ m fra elektroden (36).

Amplituden vil derfor variere betydelig innenfor territoriet til en motorisk enhet.

##### Areal

Arealet blir kalkulert ved integrasjon av den korrigerede MUPen i varighetsperioden. Arealet avspeiler antallet og diameteren til muskelfibrene, og tidsspredningen til enkeltfibre aksjonspotensial. Arealet reflekterer aktiviteten til litt flere muskelfibre enn amplituden, sansynligvis 15–20 muskelfibre innenfor 1,5 mm fra kjernen til en konsentrisk elektrode.

#### Fasetallet

Antallet faser blir definert etter hvor mange ganger basislinjen blir krysset pluss en. I en del tilfeller vil deler av MUPen fluktuere rundt basislinjen, og det kan være vanskelig å telle disse manuelt. I automatiske analyser må potensialet krysse basislinjen med en viss amplitude, f.eks. 10  $\mu\text{V}$ , før den regnes som en fase. Normale MUPer er vanligvis to eller trefaset med glatt utseende. En ujevn fordeling av enkeltfiber potensialer i separate grupper og øket tidsspredning i enkeltfiber potensialene kan gi økt antall faser. MUPer med fem eller flere faser kalles for polyfasiske.

#### Antall svingninger ("turns")

Antallet svingninger er antallet av positive og negative spisser som er skilt fra den foregående spissen med motsatt polaritet og en viss amplitude, f. eks. 20 til 50  $\mu\text{V}$ .

Antallet svinger reflekterer egenskaper i den motoriske enheten som er lik faseantallet. Antallet svingninger i m. tibialis anterior øker med alderen, men ikke faseantallet. Dette indikerer at antall svingninger er en mer sensitiv variabel enn faseantallet (32).

#### Satellitter

Satellitter er små potensialer, sansynligvis fra enkeltfibre, som er tidsbundet til hovedspissen, men som opptrer før eller etter startfasen eller terminalfasen til MUPen. Det finnes ennå ikke noen tilfredstillende automatisk måte for analyse av satellitter. Imidlertid er det viktig å vurdere om det finnes satellitter, fordi dette reflekterer reinnervasjon.

#### Variabiliteten til MUPene

I normale muskler er MUPene fra en motorisk enhet stabil. Problemer med neuromuskulær transmisjon forårsaker jitter eller blokkering mellom individuelle enkeltfiber potensialer, og dette øker variabiliteten i MUPens form. Variabiliteten i form kan ses på et trigget potensial på skjermen, men det er vanskelig å kvantifisere.

#### Forhold mellom MUP variablene

Varigheten og amplituden er bare moderat korrelert til hverandre, og brukes som to uavhengige variable. Arealvariabelen er så godt korrelert til varigheten og amplituden i normale muskler at denne trolig ikke gir noen ekstra informasjon. Antallet faser og svingninger er korrelert til hverandre. Antall svingninger er korrelert til amplituden. Det er ingen korrelasjon mellom antall faser og amplituden.

Ved myopati er varigheten av MUPen (reduisert varighet) den viktigste variabelen. Ved nevropati er amplituden (økt etter reinnervasjon) og varigheten (økt etter reinnervasjon) viktigst. Lavamplitudig MUPer kan ses ved nevropati i tidlig reinnervasjonsfase. Et spesielt fenomen kan ses ved tilbakevekst av skadete nervefibre etter en skade, i form av såkalte "nascent potentials" som er små ustabile polyfasiske MUPer som indikerer ekte reinnervasjon, i motsetning til kollateral reinnervasjon som skjer tidligere og ved subtotal nerveskader/polynevropatier.

### 5.5.6 Biologiske faktorerens påvirkning av MUP variablene

#### Temperatur

Varigheten av MUPene øker med 5–10% per grad ved fall i temperatur (37). Buchtal et al (37) fant at amplituden minker med fall i temperatur, mens andre har funnet det motsatte (Falck og Lang, meddelelse, Tromsø, 1984). Det er også funnet øket mengde polyfasi ved lav temperatur. Huden over musklene som skal undersøkes bør derfor være over 30 grader, helst 34 grader.

### Forskjellige muskler

MUPene varierer fra muskel til muskel. Fibertype og fiberdiameter avgjør MUPenes utseende. MUPer som blir registrert fra ansiktsmuskulatur har kort varighet og lav amplitude i forhold til ekstremitetsmuskulatur. MUPer fra muskler i underekstremitetene har lengre varighet enn i overekstremitetene. Paraspinal EMG, med pasienten i mageleie (1), kan være nyttig, f. eks. ved diagnostikk av polymyositt. Det anbefales å gjøre seg kjent med et begrenset antall representative muskler slik at en lettere kan bedømme MUP morfologien.

### Alder

I distale muskler i bena vil MUP varigheten, amplituden og antallet svingninger øke med alderen. Dette blir assosiert med aldersrelatert aksonal nevropati. I proksimal muskulatur og distalt i overekstremitetene skjer ikke signifikante endringer med alderen.

### Kjønn

MUP amplitude og areal er større hos menn enn hos kvinner (32). Dette skyldes mest sannsynlig at menn har større fiberdiameter i musklene enn kvinner.

### Kroppsutseende

Vekt og høyde har ingen signifikant innflytelse på MUP variablene i en normal populasjon. Hos vektløftere er det imidlertid funnet økning i både amplituden og varigheten av MUPene.

## 5.6 Dokumentasjon og rapportering

Resultatene bør kunne dokumenteres I tillegg til resultat/tolkning av undersøkelsen bør det være lagt ved data fra selve EMG undersøkelsen som inneholder analyse av de motoriske enhetene med beskrivelse av MUP variablene, grafisk materiale av rekrutteringsmønster og en oversikt over de undersøkte musklene og hva som ble funnet i disse Det anbefales å bruke nøytrale ord i beskrivelsen, og ikke ord som henspiller på diagnosen (f. eks. anbefales å bruke «fibrillasjoner» i stedet for «denerveringspotensialer», og en beskrivelse av MUPene som kortvarige og lavamplitudige i stedet for «myopatiske MUPer») (20,39).

I rapporten som sendes til henvisende lege bør det stå en oppsummering av funnene som er gjort.

EMG funnene bør tolkes, og vurderes i forhold til mulige diagnoser. Dersom funnene er uspesifikke bør det klart framgå av rapporten at resultatene ikke er diagnostiske. Begreper som «forenlig med», «mest sannsynlig», «mindre sannsynlig» kan benyttes. I rapporten bør det svares på spørsmål og tanker i henvisningsskrivet.

## 5.7 EMG hos barn

EMG undersøkelse av barn kan være utfordrende. Barnet synes undersøkelsen er smertefull og det er vanskelig både å få god avslapping for å vurdere spontanaktivitet og passe aktivering for MUP analyse. Det anbefales å undersøke få muskler som lett kan aktiveres. Nålelektroden bør være kort og tynn (40). Hos småbarn og yngre skolebarn bør man bruke bedøvelseskrem (eks EMLA krem) som må virke opptil 60 minutter før undersøkelsen. Noen barn trenger også beroligende/sederende medikamenter. De vanligste musklene å undersøke hos barn ved spørsmål om polynevropati eller myopati er m.tibialis anterior, m.vastus lateralis, m. biceps brachii, m.deltoideus og m.interosseus



dorsalis I. Man bør starte med muskler i underekstremiteter. Av ansiktsmuskler undersøkes oftest m.frontalis, m.orbicularis oris og m.orbicularis oculi. Hos barn må man ofte klare seg med mindre enn 20 MUPer (41). EMG kan være lite sensitiv hos nyfødte med myopati (42). Det er nyttig å bruke opptak av EMG data over tid, og undersøkelsen bør dokumenteres slik som beskrevet ovenfor.

## 5.8 Makro EMG

Territoriet til en motorisk enhet dekker et område på fra 5 til 10 mm. For å få med den elektriske aktiviteten i hele den motoriske enheten trengs det en elektrode med en stor overflate. En slik elektrode vil, imidlertid, også oppfange elektrisk aktivitet fra fibre til andre motoriske enheter som befinner seg i området. For å unngå dette problemet brukes en spesiell nål-elektrode og oppsummeringsteknikk.

Elektroden som brukes til makro EMG inneholder to registrerings-overflater. Den ene registrerer singel fiber EMG via et vindu i siden. Den andre delen som skal fange opp territoriet har en lengde på 15 mm. Signalene fra de to elektrodene blir fanget opp i et to kanal system med ulike filtre for singel fiber EMG og vanlig EMG. Singel fiber signalene trigger registreringen og monitoren. Den andre elektroden har en separat hudreferanse, og fanger opp potensialer bare hvis de er tidsbundet til signalet fra singel fiber elektroden. Disse tidsbundne potensialene blir så oppsamlet, og representerer hele den motoriske enheten.

Antall muskelfibre, fiber diameter, nervespredningen i muskelen og elektrode plasseringen er blant de viktigste variable som innvirker på makro EMG. Makro EMG inngår ikke i en rutinemessig EMG undersøkelse, men er aktuelt å bruke som et tillegg ved nevropatier.

## 5.9 Referanseverdier for EMG og single fiber EMG

### 5.9.1 Statistisk evaluering av MUP variablene

Det ses stor spredning i MUP variablene i en og samme muskel. Derfor blir det anbefalt å bruke minst 20 ulike MUPer i analysen (32,37,38). Normalområder må defineres med normaltransformerte variabler eller ikke-parametriske metode (for eksempel percentiler).

For EMG og single fiber EMG er begrepet outliers mye brukt som betegnelse på grense for normalverdi. Dette er ikke det samme som grense for normalverdi for en gjennomsnittsverdi. Outliers er et statistisk parameter som kan brukes som alternativ til de mer tradisjonelle gjennomsnittsverdiene for å definere «unormale» verdier for en muskel. Det er rapportert at disse skal ha like høy sensitivitet for nevropatier og enda høyere sensitivitet for myopatiske når det gjelder å definere en muskel som unormal eller ikke (Stålberg et al. 1994).

Outliers kan defineres på flere måter. I Keypoint Classic er outliers definert på følgende måte. Man velger 3. laveste og 3. høyeste verdi for de 20 første MUPene i hver analyserte muskel. Man beregner deretter gjennomsnittsverdi av alle 3. laveste og 3. høyeste verdier, og standardavvik for disse. Øvre outliergrense er definert som +2 standardavvik av gjennomsnittet for 3. høyeste verdi, mens nedre outliergrense er definert som -2 standardavvik av gjennomsnittet for 3. laveste verdi.

En muskel klassifiseres som unormal dersom mer enn 2 verdier befinner seg over øvre outliergrense eller under nedre outliergrense.

For å definere grad av patologi er det imidlertid ikke mulig å bruke outliers og det er da nødvendig å ta utgangspunkt i gjennomsnittsverdiene for hver enkelt muskel (standardavvik i forhold til gjennomsnittsverdi).

### 5.9.2 Normalverdier for MUPs ved standard-EMG i noen av de vanligste musklene

Tabell 1. Bischoff et al. 1994 (43). Normalverdier for individuelle muskler (Mean, SD, Outliers) basert på totalt 72 normale individer mellom 17 og 78 år, 235 muskler og minst 20 MUPs per muskel.

	Amplitude (uV)		Varighet (ms)	
	Mean +/- SD	Outliers	Mean +/- SD	Outliers
<b>Deltoideus</b>	550 +/- 110	162-1531	10.4 +/- 1.3	4.2-18.4
<b>Biceps</b>	436 +/- 115	178-1414	9.9 +/- 1.4	4.2-16.4
<b>Interosseus dors. I</b>	752 +/- 247	188-2301	9.4 +/- 1.3	4.0-18.0
<b>Vastus lateralis</b>	687 +/- 239	172-1954	11.7 +/- 1.9	4.6-21.6
<b>Tibialis anterior</b>	666 +/- 254	194-1572	11.4 +/- 1.2	4.6-18.4

Tabell 2. Stålberg software, Multi-MUP reference limits for Keypoint Classic.

	Amplitude (uV)	Varighet (ms)
	Outliers	Outliers
<b>Deltoideus</b>	143-1627	2.4-18.6
<b>Biceps</b>	101-1422	3.4-17.3
<b>Triceps</b>	160-2037	4.4-19.0
<b>Ext. dig. comm.</b>	129-2035	3.7-17.9
<b>Interosseus dors. I</b>	167-3989	3.1-19.6
<b>Abd. poll. brev.</b>	156-2876	3.4-17.8
<b>Vastus lateralis</b>	162-2826	4.3-21.7
<b>Tibialis anterior</b>	165-4321	3.9-23.6
<b>Gastroc. caput. med.</b>	170-2425	4.5-19.1

### 5.9.3 Normalverdier for makro-MUPs ved makro-EMG

Tabell 3. Stålberg et al. 1982 (44). Foreslåtte minimum og maksimum verdier for den mediane amplityden og for individuelle makro-MUP for forskjellige aldersgrupper.

Alder	Biceps		Vastus lateralis		Tibialis anterior	
	Median (min-max)	Individuell makro-MUP (min-max)	Median (min-max)	Individuell makro-MUP (min-max)	Median (min-max)	Individuell makro-MUP (min-max)
10-19	65-100	30-350	70-150	20-350	65-200	30-350
20-29	65-140	30-350	70-240	20-525	65-250	30-450
30-39	65-180	30-400	70-240	20-550	65-260	30-450
40-49	65-180	30-500	70-250	20-575	65-330	30-575
50-59	65-180	30-500	70-260	20-575	65-375	40-700
60-69	65-250	30-650	80-370	20-1250	120-375	45-700
70-79	65-250	30-650	90-600	20-1250	120-620	65-800

Tabell 4. Stålberg software, Keypoint Classic. Minimum og maksimum verdier for individuelle makro-MUPer for forskjellige aldersgrupper.

Alder	Biceps	Vastus lateralis	Tibialis anterior
	Amplityde (min-max)	Amplityde (min-max)	Amplityde (min-max)
10-19	30-350	20-350	30-350
20-29	30-350	20-525	30-450
30-39	30-400	20-550	30-450
40-49	30-500	20-575	30-575
50-59	30-500	20-575	40-700
60-69	30-650	20-1250	45-700
70-79	30-650	20-1250	65-800

## 5.10 Referanser og litteratur

### 5.10.1 Referanser

1. Johnsen E, Parker WD. Electromyography examination. In: Johnson E, ed. Practical electromyography, Williams and Wilkins, 1980:1-15.
2. Ludin H. Electromyography in practice. Thieme 1980;124 (normal values).
3. Trojaborg W. Motor unit disorders and myopathies. In: Halliday, Butler, Paul, eds. A textbook of clinical neurophysiology. 1987:417-38.
4. Ludin HP, ed. Electromyography: Handbook of EEG and clinical neurophysiology (revised), Vol 5, Elsevier, 1995.

5. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: Principles and practice*. Fourth edition Oxford, Oxford University Press, 2013.
6. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. Innervation zone and propagation velocity in human muscle. *Acta Physiol Scand* 1955;34:170-90.
7. Aquilonius S-M, Askmark H, Gillberg PG, Nandedkar S, Olsson Y, Stålberg E. Topographical localization of motor endplates in cryosections of the whole human muscle. *Muscle Nerve* 1984;7:287-93.
8. Cöers C, Wolf AL. *The innervation of muscle*. Oxford: Blackwell, 1959.
9. Buchthal F, Guld CH, Rosenfalck P. Multielectrode study of the territory of a motor unit. *Acta Physiol Scand* 1957;39:83-103.
10. Stålberg E, Antoni L. Electrophysiological cross section of the motor unit. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1980;43:469-74.
11. Kugelberg E, Edström L. Differential histochemical effects of muscle contraction on phosphorylase and glycogen in various types of fibres; relation to fatigue. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1968;31:415-23.
12. Brandstater ME, Lambert EH. A histochemical study of spatial arrangements of muscle fibers in single motor unit within rat tibialis anterior muscle. *Bull Am Assoc Electromyogr Electrodiagn* 1968;39:15-6.
13. Ekstedt J, Stålberg E. Single fiber electromyography, for the study of the microphysiology of the human muscle. In: Desmedt J, ed. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*. Basel: Karger, 1973;vol 1:84-112.
14. Feinstein B, Lindegård B, Nyman E, Wohlfart G. Studies on action potentials in normal human muscles. *Acta Psychiatr Neurol Scand* 1954;29:189-95.
15. Gath I, Stålberg E. In situ measurements of the innervation ratio of motor units in human muscles. *Exp Brain* 1981;43:377-482.
16. Kimura J. *Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle: Principles and practice*. Philadelphia: F.A. Davis Company, 1989;219.
17. Stålberg E. Electrodiagnostic assessment and monitoring of motor unit changes in disease. *Muscle Nerve* 1991;14:293-303.
18. Stålberg E, Andreassen S, Falck B, Lang H, Rosenfalck A, Trojaborg W. Quantitative analysis of individual motor unit potentials: A proposition for standardized terminology and criteria for measurement. *J Clin Neurophysiol* 1986;3(4):313-48.
19. Buchthal F. *Electromyography (Part A)*. In: Remond A, ed. *Handbook of electroencephalography and clinical Neurophysiology*. Amsterdam: Elsevier, 1973;vol 16.
20. AAEM Guidelines in Electrodiagnostic Medicine. *Muscle Nerve* 1992;15:229.
21. Preston DC, Shapiro BE. *Electromyography and Neuromuscular disorders*. Third Edition.

22. Weddell G, Feinstein B, Rattle RE. The electrical activity of voluntary muscle in man under normal and pathological conditions. *Brain* 1944;67:178-257.
23. Wiechers DO, Stow R, Johnson EW. Electromyographic insertional activity mechanically provoked in biceps brachii. *Arch Phys Med Rehabil* 1977;58:573-78.
24. Daube J. Needle examination in clinical electromyography. *Muscle Nerve* 1991;14:685-700.
25. Binnie C, Cooper R, Manguiere F, Osselton J, Prior P, Tedman B. *Clinical Neurophysiology Vol. 1, EMG, Nerve conduction and evoked potentials*. Second edition.
26. B. Katirji et al. (eds.), *Neuromuscular Disorders in Clinical Practice*, Kap.9 Quantitative EMG Analysis, Sanjeev D. Nandedkar and Paul E. Barkhaus
27. Lang AH, Tuomola H. The time parameters of motor unit potentials recorded with multi-electrodes and the summation technique. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1974;14:513-25.
28. Thiele B, Bohle A. Number of spike-components contributing to the motor unit potential. *Zschz EEG-EMG* 1978;9:125-30.
29. Lang AH, Vaahtoranta K. The baseline, the time characteristics and the slow afterwaves of the motor unit potential. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1973;35:387-94.
30. Denny-Brown D. Interpretation of the electromyogram. *Arch Neurol Psychiatry* 1949;61:99-128.
31. Buchthal F, Rosenfalck P. On the structure of motor units. In: Desmedt J, ed. *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*. Basel, Karger, 1973;vol 1:71-85.
32. Falck B. Automatic analysis of individual motor unit potentials recorded with a special two channel electrode. Academic dissertation, Turku, 1983.
33. Lang AH, Partanen J. «Satellite potentials» and the duration of potentials in normal, neuropathic and myopathic muscles. *J Neurol Sci* 1976;27:513-24.
34. Buchthal F, Rosenfalck P. Action potential parameters in different human muscles. *Acta Psychiatr Scand* 1955;30:125-31.
35. Lang AH, Nurkkanen P, Vaahtoranta KM. Automatic sampling and averaging of electromyographic unit potentials. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1971;31:404-6.
36. Nandedkar S, Stålberg E. Simulation of single muscle fibre action potentials. *Med Biol Eng Comp* 1983;21:158-65.
37. Buchthal F, Guld C, Rosenfalck P. Action potential parameters in normal muscle and their dependence on physical variables. *Acta Physiol Scand* 1954a;32:200.
38. Engstrøm JR, Olney RK. Quantitative motor unit analysis: The effect of sample size. *Muscle Nerve* 1992;15:277-81.
39. AAEE Glossary of terms in electrodiagnostic medicine. *Muscle Nerve* 2001;Suppl 10, S1-S50.
40. Royden Jones H. EMG evaluation of the floppy infant: differential diagnosis and technical aspects. *Muscle Nerve* 1990;13:338-47.
41. Eeg-Olofsson KE. *Pediatric clinical neurophysiology* 2011.

42. Russel JW, Afifi AK, Ross MA. Predictive value of electromyography in diagnosis and prognosis of the hypotonic infant. *J Child Neurol* 1992;7:387-91.

43. Bischoff C, Stålberg E, Falck B, Eeg Olofsson KE. Reference values of motor unit action potentials obtained with multi-MUAP analysis. *Muscle Nerve* 1994;17:842-51.

44. Stålberg E, Fawcett PRW. Macro EMG in healthy subjects of different ages. *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 1982;45:870-8.

### 5.10.2 Nyere retningslinjer og oversiktsartikler

American Association of Electrodiagnostic Medicine, So YT. Guidelines in electrodiagnostic medicine. Practice parameter for needle electromyographic evaluation of patients with suspected cervical radiculopathy. *Muscle Nerve Suppl.* 1999;8:S209-21.

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.

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.

Bolton CF, Benstead TJ, Grand'Maison F, Tardif GS, Weston LE. Minimum standards for electromyography in Canada: a statement of the Canadian Society of Clinical Neurophysiologists. *Can J Neurol Sci.* 2000;27:288-91.

Kamen G, Caldwell GE. Physiology and interpretation of the electromyogram. *J Clin Neurophysiol.* 1996;13:366-84.

Stålberg E, Falck B. The role of electromyography in neurology. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1997 ;103:579-98.

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. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999;52:213-20.

Kvantitative teknikker, overflate-EMG, macro og scanning EMG

American Association of Neuromuscular & Electrodiagnostic Medicine. Needle EMG in certain uncommon clinical contexts. *Muscle Nerve.* 2005;31:398-9.

American Association of Electrodiagnostic Medicine, Haig AJ, Gelblum JB, Rechten JJ, Gitter AJ. Guidelines in electrodiagnostic medicine. Technology review: the use of surface EMG in the diagnosis and treatment of nerve and muscle disorders. *Muscle Nerve Suppl.* 1999;8:S239-42.

Dioszeghy P. Scanning electromyography. *Muscle Nerve.* 2002;Suppl 11:S66-71.

Stålberg E, Erdem H. Quantitative motor unit potential analysis in routine. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2002;42:433-42.

Fawcett PR. Macroelectromyography: a review of the technique and its value in the investigation of neuromuscular disorders. *Muscle Nerve.* 2002;Suppl 11:S36-45.

Sanders DB, Stålberg EV, Nandedkar SD. Analysis of the electromyographic interference pattern. *J Clin Neurophysiol.* 1996;13:385-400.

Stålberg E, Nandedkar SD, Sanders DB, Falck B. Quantitative motor unit potential analysis. *J Clin Neurophysiol.* 1996;13:401-22.