

Kapittel 2 - Elektroencephalografi hos voksne og barn (EEG)

I det følgende kapittelet gis anbefalinger rundt undersøkelsesforhold, instrumentering og generell metodikk ved EEG-undersøkelse. Kapittelet er utarbeidet av prosjektgruppen for Metoder i Klinisk Nevrofysiologi 1993-1997, og revidert av Kvalitetsutvalget i Klinisk nevrofysiologi med assistans fra Lars Etholm juni 2016.

Innholdsfortegnelse for kapittelet

2.1 Definisjon.....	2
2.2 Indikasjoner for undersøkelsen.....	2
2.3 Forhold til anatomi og fysiologi.....	2
2.4 Metodikk	3
2.4.1 Beskrivelse av utstyr og vedlikehold	3
2.4.2 Generelt om filtre.....	3
2.4.3 Registreringsparametre	4
2.4.5 Elektrodesystemet og alternative tilleggselektroder.....	5
2.5.5 Feste av elektroder	7
2.5 Montasjer for opptak og tolkning	8
2.6 Opptak av EEG	10
2.6.1. Generelt om opptak av EEG	10
2.6.2 Hyperventilering	10
2.6.3 Fotostimulering.....	11
2.6.4 Søvndeprivert EEG	11
2.7 Registrering av EEG hos barn	11
2.7.1 EEG hos nyfødte og premature.....	11
2.7.2 EEG hos barn fra 2 måneder	12
2.8 Kontinuerlig EEG monitorering på intensivavdelinger (cEEG).....	12
2.9 Elektrocerebral inaktivitet (ECI; "Hjernerød").....	13
2.10 EEG-tolkning og besvarelse	14
2.11 Arkivering	15
2.12 Litteratur.....	15

2.1 Definisjon

Elektroencefalografi (EEG) er en undersøkelse som registrerer hjernens elektriske aktivitet ved hjelp av elektroder. Elektrodene er vanligvis plassert utenpå hodet, men det kan også registreres med elektroder innoperert på hjerneoverflaten eller inne i hjernen. Registrering av hjernens elektriske aktivitet er den eneste direkte måten å registrere hjerneaktivitet i klinikken.

2.2 Indikasjoner for undersøkelsen

EEG brukes i diagnostikken av ulike funksjonsforstyrrelser i hjernen. De vanligste indikasjonene er:

- Epilepsi
- Annen anfallsutredning (andre krampeanfall, hyperventilasjon, affektanfall etc)
- Cerebrale infeksjoner (encephalitt)
- Degenerative hjernelidelser / demens
- Sirkulatoriske forstyrrelser
- Hjernesker (hodetraumer)
- Metabolske forstyrrelser
- Hjernens funksjonelle utviklingsgrad hos barn
- Neoplasmer (som supplerende undersøkelse)
- Uklare psykiatriske tilstander
- Utredning av søvnlidelser
- Diagnostisering av elektro cerebral inaktivitet ("hjernerød")

2.3 Forhold til anatomi og fysiologi

EEG registrerer i det alt vesentlige elektrisk aktivitet fra barken av storehjernen. Uten bruk av spesielle prosedyrer vil man ikke registrere aktiviteter fra dypereliggende deler av hjernen, lillehjernen, hjernestammen og de mediale og basale deler av storehjernen. Hoveddelen av det registrerte signalet genereres av ekstracellulære ionestrømmer sekundært til postsynaptisk aktivitet i pyramidecellene, men andre elementer, både nevrone celler og gliaceller også kan bidra til signalet. Den elektriske aktiviteten som registreres på utsiden av hodet er redusert til ca 1/80 av signalet på hjernens overflate. Innen de vanligst registrerte frekvensområder (0-70 Hz) finnes det ingen reell målbar filterfunksjon i skallen, men en attenuasjon av signalet kan gjøre at mer lavamplitydige høyfrekvente signaler ikke er registrerbare. Amplituden på signalet på skalpen er vanligvis i området 10-100 μ V.

EEG registreres vanligvis med overflateelektroder etter et system hvor elektrodene er plassert over og i hovedsak har fått navn etter den hjernelappen de i hovedsak registrerer fra. De bakre, lave

frontallappselektrode vil, avhengig av individuell anatomi, registrere fra tuppen av temporallappen eller fra basale laterale deler av frontallappen.

2.4 Metodikk

2.4.1 Beskrivelse av utstyr og vedlikehold

EEG-utstyr er en del av det medisinsktekniske utstyret og monteres og brukes i henhold til gjeldende sikkerhetskrav for elektromedisinsk utstyr.

Det anbefales at man tar opp video synkront med EEG-signalet ved standard registreringer.

Registreringsutstyret skal ha mulighet for registrering av minimum 19 kanaler, men siden mange laboratorier benytter flere kanaler enn dette rutinemessig bør utstyret ha mulighet for flere kanaler.

Maskinene bør registrere minimum 200 punkter i sekundet pr kanal (sampling rate).

Signalet bør samles inn via A/D-omvandler med en oppløsning på minimum 12 bit, helst 18 bit. Ved lavere oppløsning forutsettes det muligheter for å endre forsterkningen for å kompensere for begrenset dynamikk i digitaliseringen.

2.4.2 Generelt om filtre

Filteret i forsterkerne må settes i overensstemmelse med innsamlingshastigheten på data. På systemer som kan endre innsamlingshastighet må filtrene være programmerbare. Med lavpassfilter på 70 Hz bør ikke innsamlingen foregå med mindre enn 200 punkter i sekundet. Ønsker man innsamlinger av mer høyfrekvent aktivitet, må man se til at man har et lavpassfilter med frekvens under halvparten av innsamlingsfrekvensen. Høypassfilteret i forsterkeren kan være 0,1 Hz for å få med de langsomste bølgeene, men fordi dette kan gi problemer, særlig i undersøkelser av urolige barn, brukes 0,3-1 Hz filter som regel.

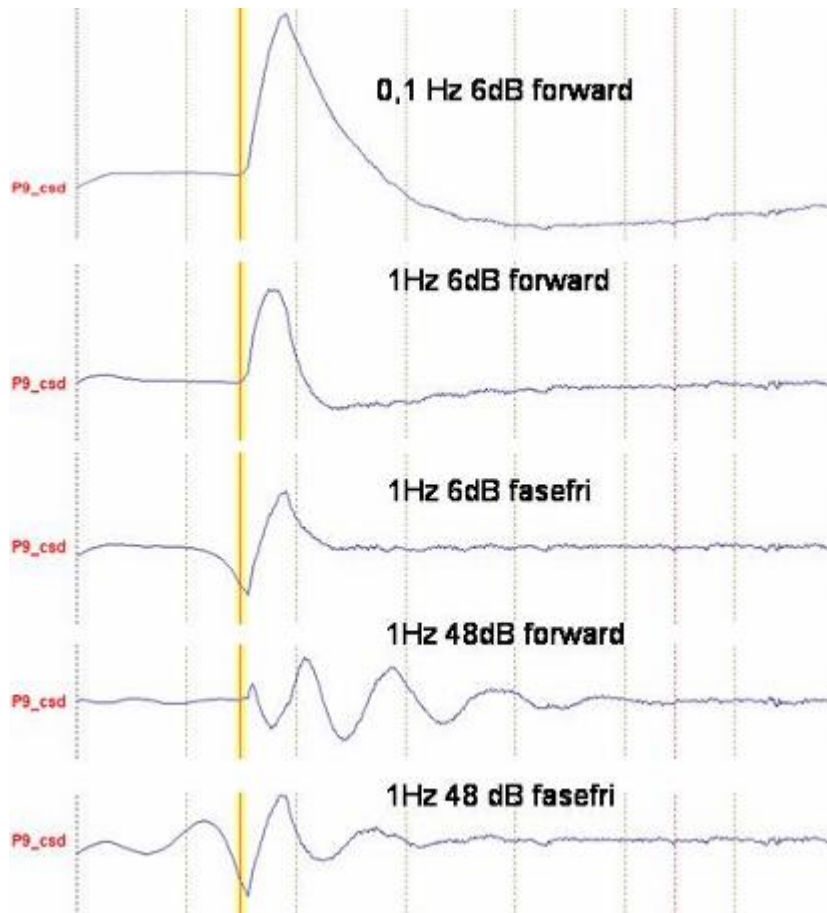
Med moderne systemer har man mulighet til å bruke digitale filtre i tillegg til de analoge filtrene i forsterkerne. Det vil her gjerne brukes filtre med ulike filter-karakteristikker som alle har ulike styrker og svakheter. Man skal være forsiktig med bruk av filtre som ikke gir faseforskyvning, særlig i samband med vurdering av paroksysmer.

Filtre er bygget for å påvirke signalet. Vanlige filtre vil ha flere effekter hvorav en del ikke er ønsket. Med digitale teknikker har man laget en rekke filtre som vektet ulike egenskaper ulikt for ulikt bruk. Analoge filtre hadde som hovedproblem at de ga en frekvensavhengig faseforskyvning slik at deler av signalet kom senere i tid. Således vil toppen av en kurve komme senere etter filtrering enn før.

Digitale filtre kan korrigere for dette, men man innfører da andre problemer. Figur 1 viser samme signalet (et EEG-artefakt) filtrert med ulike digitale filtre. De to første viser et høypassfilter med frekvens 0,1 Hz og 1 Hz som etterligner et vanlig analogt filter ("forward filter"). Den gule streken viser at starten på potensialet ikke endrer seg. 1 Hz-filteret viser liten effekt på toppen. Effekten er moderat fordi signalets frekvensinnhold ligger langt unna filterfrekvensen.

Filterets bratthet angis i decibel per oktav (dB). Panel fire viser filtrering med brattere filter, dvs at det mer effektivt fjerner de deler av signalet som inneholder frekvenser utenfor filtergrensen. Panel fire viser betydelig "ringing" dvs at kurven fortsetter å svinge en stund etter hovedutslaget i potensiale. Legg merke til at start av potensialet fremdeles ligger på riktig sted.

Det tredje panelet viser et digitalt filter hvor man korrigerer for fasefeilen. Dette medfører at potensialet nå starter flere hundre millisekunder før reell start. Med et fasefritt bratt filter (panel 5) vil man også se ringing over ett sekund før start av signalet. Ulempen ved bruk av et fasefritt filter er derfor at starten av signaler blir lokalisert feil, selv om toppen er på riktig sted.



Figur 1 Hvordan filtere kan påvirke utseende av et signal

2.4.3 Registreringsparametre

Impedans

Impedansen bør ikke overstige 10 kOhm. Man bør se til at det er relativt lik motstand i alle elektroder. En bør unngå bruk av ulike elektrodemateriale i samme registrering.

Forsterkning

Standard forsterkning bør være 100 $\mu\text{V}/\text{cm}$ på skjerm. I moderne digitale systemer er dette bare en praktisk innstilling for bruker. Med fast forsterker vil man forvente at forsterkeren er lineær opp til minimum 1000 μV .

Praktisk bruk av filtre

I moderne systemer har filtre i forsterkeren to funksjoner. Høypassfiltre skal se til at registreringen foregår i lineært forsterkerområde og lavpassfiltre skal se til at registreringen av signalet blir riktig (kfr Nyquist sampling teorem). Det bør ikke filtreres mer i forsterkerne enn hva som er nødvendig for å tilfredsstille disse krav. All ytterligere filtrering bør foregå under bedømming av EEG.

Elektrodetyper

Alle metaller vil i kontakt med hud introdusere aktivitet som blander seg med hjerneaktiviteten. Det vil dels forekomme galvaniske spenninger, dels vil det komme polariseringseffekter med avleiring på elektroder og derav følgende endring i impedans og konduktans. En del av endringene på elektrodene er svært frekvensavhengige og valg av elektroder vil i en viss utstrekning avhenge av type registrering. Vanlige elektrodetyper er sølv, sølv-sølvklorid og tinn. Sølv og sølv-sølvklorid-elektroder har i klinisk praktisk bruk vist seg relativt robuste og har nå en sentral plass i registreringen.

Nålelektroder er enkelte steder brukt rutinemessig. Disse gir en robust registrering, men pga liten ledende overflate er det ofte problemer med impedans og konduktans.

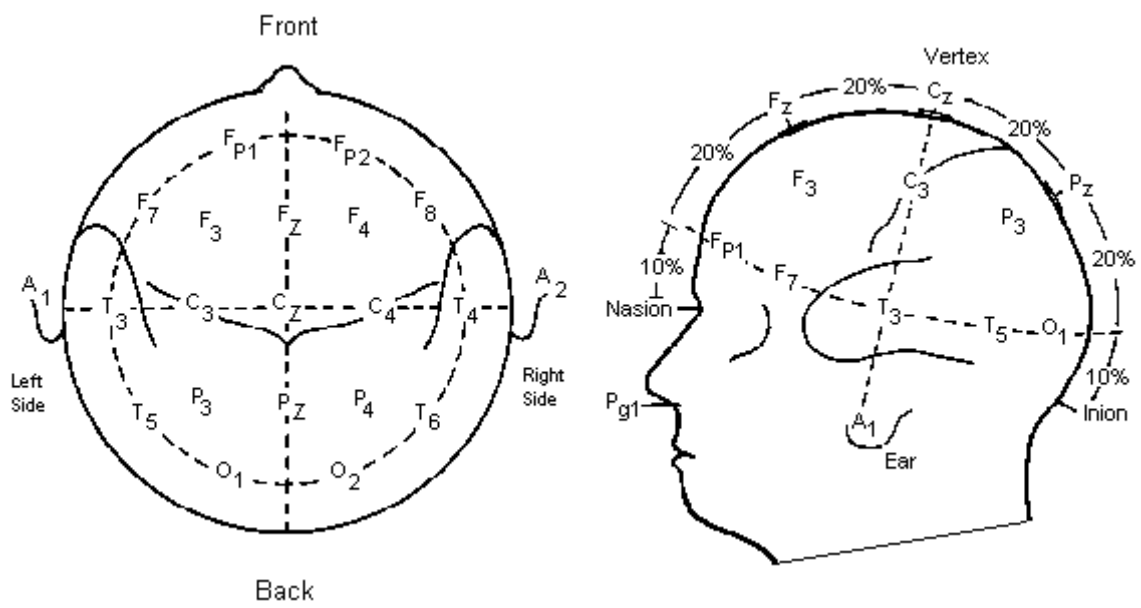
Elektrodehetter kan brukes. Til rutine-EEG kan det være nyttig hos urolige barn. Også ved lengre tids undersøkelser, særlig over timer, vil hettene kunne være nyttige. Til flerdøgnsregistrering har det hatt moderat gjennomslag dels pga ubehag for pasienter ikke minst under søvn.

Påsetting og behandling av elektroder bør utføres ifølge avdelingens regler for hygiene og infeksjonsprofylakse. Disse skal være i henhold til sykehuset regelverk.

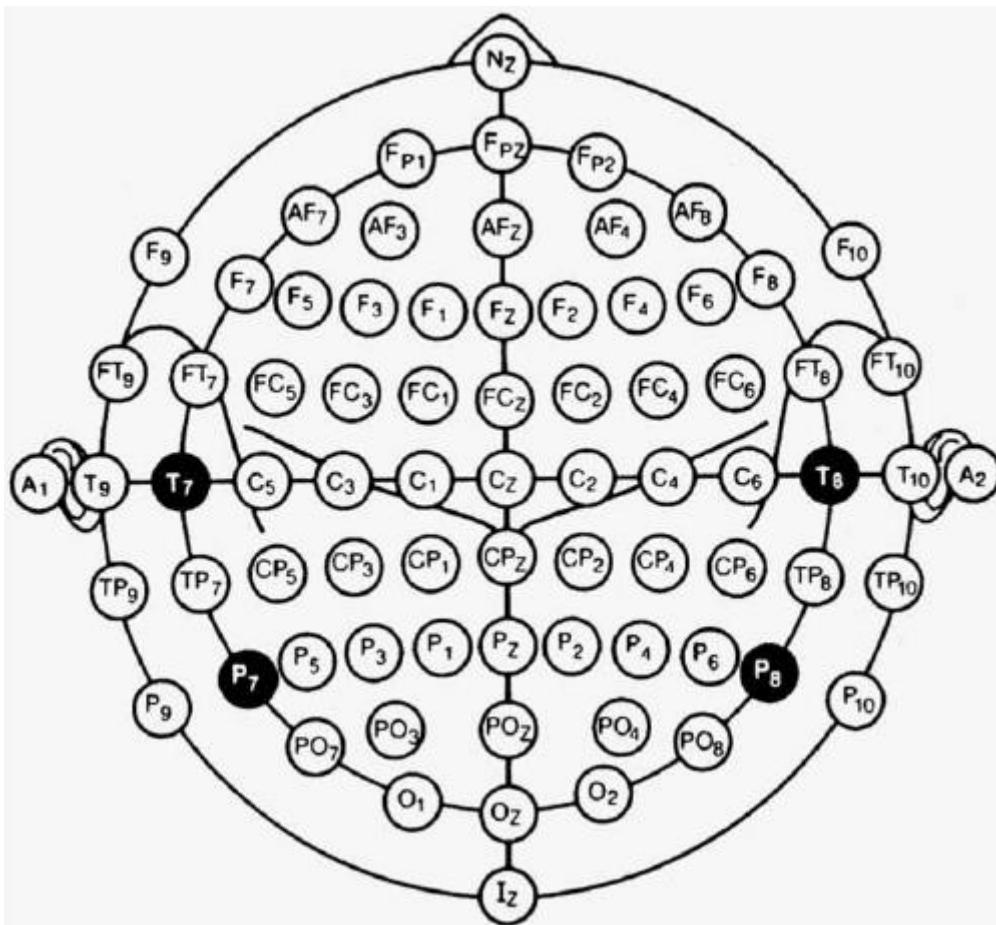
2.4.5 Elektrodesystemet og alternative tilleggselektroder

Som et minimum bør elektrodene appliseres etter det internasjonale 10-20 systemet (Figur 2). Da dette systemet i praksis setter elektrodene relativt langt fra hverandre og heller ikke dekker nedre deler av temporallappen er det fremkommet et 10-10 system med 72 elektroder (Figur 3). Dette er de to internasjonale anerkjente systemene. Det er nå i tillegg foreslått et 10-5 system. I klinisk bruk bør man ved standard-utredning av voksne derfor bruke 10-20 systemet med tillegg av lav rekke på begge sider (F9, F10, T9, T10, P9, P10) (kfr 10-10 systemet). Dette gir totalt 25 kanaler pluss EKG. Elektrodene bør settes på nøyaktig og målebånd bør brukes med jevne mellomrom som ledd i kvalitetssikring. Med moderne forsterkere må man i tillegg til avledningselektrodene sette en referanseelektrode og minst en jordelektrode.

Merk forskjell i 10-20 og 10-10 systemets benevninger av temporoparietale elektroder (T3/T4 er erstattet med T7/T8, T5/T6 er erstattet med P7/P8). For å få registreringer som er sammenliknbare, og der man lettere kan inkludere lav-rekke, kan man også ved bruk av 10-20 systemet benytte benevnelser fra 10-10 systemet (såkalt modifisert kombinatoriell nomenklatur (modified combinatorial nomenclature)).



Figur 2 10-20 systemet med 19 +2 elektroder



Figur 3 10-10 systemet.

Referanse

All måling av spenning foregår mot en referanse. Valg av referanse ved registrering av EEG er viktig. I moderne forsterkere vil man ha én referanse-elektrode. Referanse-elektroden bør sitte på hodet, gjerne sentro-parietalt med god avstand til nærliggende elektroder. Flere elektroder som kobles sammen til referanse, f.eks. som koblede øre-elektroder bør unngås hvis man ønsker å benytte informasjon til nærmere lokalisering. Med moderne datasystemer kan man i ettertid beregne seg andre referanser ved behov. En vanlig brukt referanse er "average" hvor man beregner et gjennomsnitt av mange elektroder og bruker dette som referanse. Dette vil ofte gi en relativt nøytral referanse, men den kan inneholde f.eks. øyeblikk-artefakter som da vi påvirke alle kanaler. Ved å regne spenningene om til strøm kan man gjenskape kanalene referansefrie.

Alternative tilleggselektroder

Man bør rutinemessig plassere en lav elektroderekke over kinnbensbuen: F9, P9, T9, F10, T10 og P10 ved registrering av EEG for bedre registrering fra de nedre frontal- og temporalregionene.

Sfenoidalelektroder (Sph1 og Sph 2) vil gi noe lokal informasjon om fremre basale deler av temporallappen. Dette har vist seg nyttig ved utredning av pasienter med temporallappsepilepsi. Bruken av lav rekke har minsket behovet for sfenoidal-elektroder. F9 og F10 kan erstatte T1 og T2 (T1 og T2; en tredjedel fram langs linjen mellom ytre øregang og ytre øyevinkel og en cm opp) for å detektere spikfoci i fremre temporalregion. Pharyngeal elektroder (Pg1 og Pg2) benyttes sjelden.

EKG-elektroder bør være standard på alle pasienter. Elektroder som måler øybevegelser kan også være nyttige.

2.5.5 Feste av elektroder

Elektrodene må festes til hodebunnen. Vanligvis brukes kun elektrodepasta (se nedenfor), men dette kan unntaksvis gjøres med lim ("collodium"). Hette kan også benyttes. For å feste vanlig påsatte elektroder brukes tubegass-hette ellers kan det benyttes komplette hettesystemer med innbygde elektroder. Valg av metode vil i en viss utstrekning variere med registreringstype. Ved korte registreringer vil man med fordel bruke f.eks. bare elektrodepastaen. Ved lengre registreringer er det viktigere med godt feste og man kan da gjerne bruke en av de metodene som er nevnt ovenfor i tillegg til elektrodepasta. Ved riktig lange undersøkelser vil behovet for revidering av elektroder vanskeliggjøre bruk av lim.

Elektrodepasta

For å oppnå god kontakt mellom hud og elektrode benytter man en elektrisk ledende pasta. Pasta til bruk med løse elektroder må være fysisk stabil for ikke flyte ut og kortslutte mellom elektroder. En stabil pasta vil også kunne brukes som eneste feste ved korte registreringer. Ved limte elektroder og ved bruk av hetter må pastaen kunne appliseres via en sprøytespiss og må således være relativt tyntflytende. Det stilles da større krav til nøyaktighet under monteringen for å unngå at pastaen flyter ut og kortslutter mellom kanaler. Dette problemet er størst ved bruk av de fleste typer av hetter, hvor det er umulig å gjøre en visuell inspeksjon under applisering.

2.5 Montasjer for opptak og tolkning

Med moderne digitale systemer vil registreringen gjøres til disk med enkeltelektroder mot en referanse-elektrode som oftest plasseres i nærheten av midtlinjen frontalt. Det kan imidlertid være greit å legge til ekstracerebrale elektroder, som også kan brukes som referanse. Ved tolkning kan man regne om fra montasjen som ble brukt under opptak (opptaksmontasjen) til ønskede montasjer (tolkningsmontasjer) ved behov. Under opptak bør tekniker også vurdere signalet i flere montasjer, inkludert to bipolare montasjer der man ser på forskjellen mellom to nærliggende elektroder. Ved å gå gjennom flere montasjer under opptak er det lettere å fjerne støy eller påvise isoelektrisitet mellom elektroder (shunting; overledning). Alle montasjer som brukes under opptak bør ha med elektrodene i midtlinjen siden noen spikes kun vises i midtlinjen. I tillegg kan elektroder i en lav rekke over temporallappen være av verdi. Alle montasjer bør i tillegg registrere EKG. Inklusjon av elektroder som er egnet for registrering av øyebevegelser kan også gi tilleggsinformasjon.

Hverken opptaksmontasjen eller andre montasjer som bruker en felles referanseelektrode (eller middelverdi av A1 og A2) anbefales som standardmontasje i tolkningen. Unntak er søvnskåring der A1 eller A2 har vært brukt som standard referanseelektroder. Slike montasjer er svært følsomme for aktiviteter som ligger nær referanseelektroden. Det kan gi problemer med tolkningen hvis lokal aktivitet fra referansen blir synlig i alle avledningene fra hjernens overflate. Hvis man regner om til en "average" - referanse vil denne type regional forurensing bli noe dempet. Langsom synkron cerebral aktivitet med stor utbredelse vil imidlertid også fremstå dempet i en averagemontasje sammenliknet med referanse mot en ikke-cerebral hodereferanse (i.e. øreelektroder).

Bipolare avledninger der elektrodene ligger nær hverandre, vil generelt være noe mer følsomt for aktivitet i et mindre område nær elektrodene. Bipolar transversell avledning er nyttig under søvn fordi sagittale verteks-bølger og K-komplekser er lette å identifisere og skille fra fokale deltabølger. Det er velegnet ved søvnregistreringer og hvis pasienten har mye øyebevegelser. Programmet har kortere avstand mellom elektrodene og det er derfor velegnet til å vurdere mindre områder av hjernen.

I bipolar longitudinell avledning kan sideforskjell bedømmes visuelt. I barneprogram for nyfødte kan det benyttes noe færre elektroder. I program for bruk i intensiv avdeling brukes bipolar avledning med lang elektrodeavstand.

Montasje med average-referanse er best for å finne det stedet på hjerneoverflaten hvor spikeamplituden er høyest. Kildeavledning (Source Derivation), der signalet i hver elektrode sammenliknes med et vektet gjennomsnitt av de tilgrensende elektrodene er lite følsomt for aktivitet over større hjerneområder, men desto mer følsomt for små fokale aktiviteter, og kan være nyttig for mer nøyaktig lokalisering av fokal spike-aktivitet.

De forskjellige styrkene og svakhetene til de forskjellige montasjene gjør at det er viktig å se på samme området i EEG med ulike montasjer.

I tillegg til ovennevnte direkte avledbare og enklere kalkulerte montasjer, kan programvare som gjennom matematiske beregninger modellerer kildene til de registrerte EEG-signalene gi nyttig tilleggsinformasjon.

Eksempler på montasjer er gitt i tabell 1. Siden montasjene kan variere noe fra avdeling til avdeling kan det være nyttig å også ha standardiserte montasjer tilgjengelig i EEG-systemet, for lettere å kunne sammenlikne med registreringer gjort ved andre labor. Slike standardiserte montasjer er f.eks.

tilgjengelig på hjemmesiden til American Clinical Neurophysiology Society
(<http://www.acns.org/practice/guidelines>).

Tabell 1. Vanlig brukte programmer for EEG-tolkning						
KANAL	Program 1 Average reference	Program 2 Kildeavledning (Source)	Program 3 Bipolar Longitudinell	Program 4 Bipolar Transversell	Program 5 Prematur- program	Program 6 ("hjernerød") ECS- program
1	Fp1-AV	Fp1-S	Fp1-F7	F7-Fp1	Fp1-T3	Fp1-T3
2	Fp2-AV	Fp2-S	F7-T3	Fp1-Fp2	T3-O1	T3-O1
3	F3-AV	F3-S	T3-T5	Fp2-F8	Fp2-T4	Fp2-T4
4	F4-AV	F4-S	T5-O1	F9-F7	T4-O2	T4-O2
5	F9-AV ¹	F9-S	Fp2-F8	F7-F3	Fp1-C3	Fp1-C3
6	F10-AV ¹	F10-S	F8-T4	F3-Fz	C3-O1	C3-O1
7	F7-AV	F7-S	T4-T6	Fz-F4	Fp2-C4	Fp2-C4
8	F8-AV	F8-S	T6-O2	F4-F8	C4-O2	C4-O2
9	T3-AV	T3-S	Fp1-F3	F8-F9	T3-C3	T3-Cz
10	T4-AV	T4-S	F3-C3	T3-C3	C3-Cz	Cz-T4
11	T5-AV	T5-S	C3-P3	C3-Cz	Cz-C4	EKG
12	T6-AV	T6-S	P3-O1	Cz-C4	C4-T4	Handa (EMG)
13	C3-AV	C3-S	Fp2-F4	C4-T4	EKG	Respirasjon
14	C4-AV	C4-S	F4-C4	T5-P3	Vertikal øye	Vertikal øye
15	P3-AV	P3-S	C4-P4	P3-Pz	Horisontal øye	Horisontal øye
16	P4-AV	P4-S	P4-O2	Pz-P4	Luftstrøm	
17	O1-AV	O1-S	Fz-Cz	P4-T6	Resp,bev thorax	
18	O2-AV	O2-S	Cz-Pz	O1-Oz	Ve deltoid	
19	Fz-AV ²	Fz-S ²	Pz-Oz	Oz-O2	Hø deltoid	
20	Cz-AV ²	Cz-S ²	Vertikal øye	Vertikal øye		
21	Pz-AV ²	Pz-S ²	Horisontal øye	Horisontal øye		
22	Oz-AV ³	Oz-S ³	EKG	EKG		
23	Vertikal øye ⁴	Vertikal øye				
24	Horisontal øye ⁴	Horisontal øye				
25 ¹	T9-AV	T9-S				
26 ¹	T10-AV	T10-S				
27 ¹	P9-AV	P9-S				
29 ¹	P10-AV	P10-S				
30 (25)	EKG	EKG				

AV: Gjennomsnitt av alle elektroder (untatt Fp1 og Fp2).
S: Gjennomsnitt av 4 omkringliggende elektroder ("Source Derivation") eller vektet gjennomsnitt av flere omkringliggende elektroder ("Surface Laplacian").

¹Lave temporale elektroder F9 og F10 (evt. T1 og T2) bør brukes rutinemessig inkludert T9,T10, P9,P10 hvis en har mer enn 24 kanaler.

²Midtlinje-elektroder bør benyttes i alle montasjer.

³Brukes ikke når kun 24 kanaler er tilgjengelig.

⁴Kan erstattes av standard Søvn-kobling fra venstre og høyre øye (A2 som felles referanse).

2.6 Opptak av EEG

2.6.1. Generelt om opptak av EEG

Før registreringen noteres pasientens navn, fødselsdato-personnummer og dato for undersøkelsen. I tillegg skal navnet på den som utfører registreringen noteres. Det bør også noteres tiden og dato for siste evt. anfall, en liste over alle medisiner, inkludert evt. premedikasjon for undersøkelsen.

Pasientens bevissthetsnivå, samarbeidsevne og våkenhetsgrad noteres. Behovet for å notere andre relevante opplysninger i sykehistorien som ikke fremkommer på henvisningen, avhenger av tilgjengeligheten til relevante opplysninger i elektronisk pasientjournal. Det må også noteres og markeres fortløpende om pasienten har åpne eller lukkede øyne, stimuleringer, lyder, tekniske feil, tilsnakk, øyebevegelser, kroppsbevegelser, tale og andre hendelser.

Dersom det benyttes analogt EEG-system skal det i begynnelsen og slutten av hver registrering foretas en kalibrering med alle elektrodene tilkoblet kanalene. Kalibreringen tester EEG kanalenes sensitivitet og filterfunksjon. Digitale EEG-systemer kan ha interne kalibreringssignaler. Unntaksvis benyttes en ekstern signalgenerator for å kalibrere alle ledd i EEG-maskinen.

Før undersøkelsen skal nevrofysiologitekniker forsikre seg om pasientens identitet, vurdere pasientens evne til å samarbeide/bevissthet og informere pasienten så langt som mulig om undersøkelsen.

Mulighet for opptak av synkronisert video anses som en nødvendighet for en god registrering, både med tanke på artefakter og kliniske hendelser. Dersom video ikke er tilgjengelig ved en registrering er det desto viktigere at nevrofysiologitekniker fortløpende noterer i kurven under registreringen.

Under en vanlig registrering ligger pasienten vanligvis med øynene lukket, men registreringen bør inneholde segmenter med åpne øyne både under stimuleringer og ellers. Ved vanlig standard EEG skal pasienten være våken under hele eller størsteparten av undersøkelsen. Den som registrerer må observere, og eventuelt vekke pasienten hvis denne begynner å døse. Særlig i samband med nedsatt bevissthet og koma vil det være behov for stimulering av pasienten. Type stimuli vil avhenge av situasjon, men standardiserte stimuleringsprotokoller kan være nyttige både for å forenkle opptakssituasjonen og for å forenkle tolkningen. Det må markeres i kurven hvilke prosedyrer som er utført og når.

I samband med utbrudd må pasientens bevissthet kontrolleres og nevrofysiologitekniker må kontrollere om pasienten har merket noe. Standard EEG bør vare minimum 20 minutter. Hos barn og hos pasienter med spørsmål om epilepsi kan det være fordel med lenger registrering for å kunne ta opp EEG både i våkenhet og under spontan døsigthet og søvn.

2.6.2 Hyperventilering

Hyperventilering brukes for å få frem latente EEG-abnormiteter og gjøre disse tydeligere. Det er spesielt effektivt for å provosere frem epileptiform aktivitet av generalisert type, særlig spike-wave-aktivitet, men hyperventileringen kan også aksentuere fokale forandringer. Hyperventilering foregår ved dyp og regelmessig respirasjon med åpen munn. Dette bør gjøres i minimum 3 minutter, fortrinnsvis fire minutter.

Det er få kontraindikasjoner mot hyperventilering. Absolutte kontraindikasjoner er nylig (siste 12 mnd) hjerneslag, intrakraniellblødning eller hjerteinfarkt, alvorlig hjertesykdom (inkludert koronarsykdom), obstruktiv lungesykdom eller annen nedsatt lungefunksjon, sigdcelleanemi eller vaskulitter i hjernens blodkar. Relative kontraindikasjoner kan være stabil hjertesykdom og lettere

nedsatt lungefunksjon samt graviditet, og andre situasjoner der en kost-nytteanalyse tilsier at provokasjonen bør utelates (for eksempel hos eldre pasienter der nytten vil være liten og risikoen større).

2.6.3 Fotostimulering

Provokasjonsmetode for å påvise epileptiform aktivitet av generalisert type, særlig ved myoklonusepilepsier. Økt lysstyrke vil gi økt unormal aktivitet. Frekvensen er viktig, og det bør stimuleres gjennom flere frekvenser stegvis, der internasjonale anbefalinger råder til å inkludere frekvenser fra 1 til 60 Hz. Den mest effektive stimulering er med øynene lukket (gir mest rød lysgjennomgang), dog bør det for å gi ekstra diagnostisk utbytte gjøres stimulering både med åpne øyne, i forbindelse med øyelukking og med øyne holdt lukket ved hver frekvens. Kontraindikasjoner for flikkerstimulering er GTK tidligere i registreringen eller EEG hos gravide. Relativ kontraindikasjon kan være tidligere GTK utløst av flikkerstimulering, der behandling eller andre forhold ikke tilsier at nytten ved å gjennomføre flikkerstimulering oppveier risikoen for nytt anfall. Man bør også være forsiktig med fotisk stimulering hos søvndepriverte pasienter der man mistenker fotosensitivitet der det ikke tidligere har vært gjennomført slik provokasjon under standardbetingelser.

2.6.4 Søvndeprivert EEG

Søvndeprivert EEG kan benyttes i utredningen av pasienter med epilepsi fordi non-REM søvn ofte forsterker eller aktiverer epileptiform aktivitet. Undersøkelsen bør utføres om morgenen. Voksne bør ikke ha sovet natten før, mens barn under 12 år bør ikke ha sovet de siste fem timer før undersøkelsen. For å vurdere om epileptiform aktivitet tilkommer, øker eller eventuelt blir kontinuerlig i forbindelse med søvn må pasienten sove godt. Således er det viktig at nevrofysiologitekniker ser til at pasienten sover ned til søvnstadium N2, og aller helst når søvnstadium N3.

2.7 Registrering av EEG hos barn

2.7.1 EEG hos nyfødte og premature

For å bedømme EEG hos nyfødte er gestasjonsalder viktig og må alltid oppgis. Det er en fordel at barna er tørre og mette ved undersøkelsen.

Elektroder

Nevrofysiologitekniker bør ha som mål å sette på så mange elektroder som mulig. Bruk minst 9 registreringselektroder (Fp1, Fp2, C3, Cz, C4, T3, T4, O1, O2). I tillegg brukes elektroder for øyebevegelser, EKG, respirasjon og EMG (Tabell 1, program 5).

I denne alderen vil barna ofte ha fet og ømfintlig hud som gjør det vanskelig å få senket elektrodeimpedansen. Man bør ha impedansen under 10 kOhm, men med moderne forsterkere vil man kunne få bra registreringer med 50kOhm hvis det ikke er for stor forskjell mellom kanalene.

Parameterinnstilling

Med moderne systemer vil vanligvis vokseninnstillinger være bra. Man vil iblant ha behov for å endre forsterkningen.

Observasjon av barnet

Under registreringen bør barnet observeres nøye. Det er en fordel å kunne registrere EEG med samtidig video. Barnets bevegelser, åpne/lukkete øyne, våkenhet/søvn, leie, bevegelser og fokale

trekk noteres. Man bør også notere hva som skjer i omgivelsene. Ved paroksysmale hendelser hos pasienten eller våkenhetsavhengig unormal aktivitet, må registreringen vare lenge nok til å registrere ønsket situasjon.

Aktivering

Hos komatøse pasienter og hos pasienter med lite variasjon i EEG bør man stimulere med auditive eller somatosensoriske stimuli for vurdering av reaktivitet. Aktiveringer noteres fortløpende. Man bør bare aktivere mot slutten av registreringen.

Intermitterende lysstimulering som ledd i aktivering gir sjelden tilleggsinformasjon i denne aldersgruppen, men stimulering med lave frekvenser kan være nødvendig ved enkelte problemstillinger.

Registreringstid

Registreringstiden avhenger av indikasjon, men man bør minimum registrere 20 minutter. Anbefalt registreringstid er 60 minutter for å få med både våkenhet og søvn.

2.7.2 EEG hos barn fra 2 måneder

Registreringen bør utføres uten premedikasjon. Man bør forsøke å unngå at pasienten blir oppkavet da dette vil påvirke registreringskvaliteten negativt. Noen ganger må pasienten få en ny time dersom undersøkelsen kan utsettes. Premedikasjon brukes kun unntaksvis hvis EEG ikke kan utsettes. Premedikasjon kan påvirke bakgrunnsaktivitet og epileptiform aktivitet og skal alltid gjøres i samråd med behandelende lege.

Notater bør føres som ved undersøkelse av voksne pasienter.

Elektrodeplassering og registrering

Fortrinnsvis bør registrering hos barn foregå som hos voksne i henhold til standard voksen - protokoll. Det kan være behov for gjentatte kontroller både av impedans og lokalisering av elektrodene under registreringen, særlig hos urolige barn.

Registreringsparametere

Med digitale systemer bør registreringen foregå med samme parametere som hos voksne. Ved blant annet uro kan det være ønskelig å justere opp høypassfilteret til 1 Hz for å sikre lineære forhold i forsterkeren. Om dette ikke er tilgjengelig stilles større krav til registrerings situasjonen.

Aktiveringer

Aktiveringer bør utføres som hos voksne i den grad det lar seg gjennomføre. Søvnprovokasjon gjøres helst etter søvndeprivasjon, men det kan ofte lykkes å registrere spontan søvn, særlig på ettermiddagen. Medikamentindusert søvn gjøres nå svært sjelden, og da helst i samband med spesielle prosedyrer som elektrokortikografi. Relasjonen mellom unormal aktivitet induert ved medikamentindusert søvn og spontant fremtredende unormal aktivitet er uklar. Utsagnsverdien knyttet til funn ved medikamentindusert søvn er derfor liten.

2.8 Kontinuerlig EEG monitorering på intensivavdelinger (cEEG)

EEG brukes også til monitorering av kritisk syke nyfødte, eldre barn og voksne. Indikasjonen er først og fremst å avdekke epileptisk aktivitet, men monitoreringen kan også gi grunnlag for annen vurdering av cerebral funksjon, eksempelvis prognose hos nyfødte.

Risikoen for å ha epileptisk anfallsaktivitet hos kritisk syke avhenger av bakenforliggende sykdom. Felles for pasientgruppen er imidlertid at de kliniske symptomene på ikтал epileptisk aktivitet kan være subtile. EEG-monitoreringen må derfor legges opp til at lengre registreringer kan gås gjennom på kort tid, og at lengre perioder også skal være tilgjengelig for sammenlikning. I tillegg er ofte både opptaksbetingelsene og tolkningsbetingelsene for slike EEG-monitoreringer begrenset sammenliknet med standard-EEG, noe som har resultert i tilpasninger både hva angår registreringen av EEG'et og fremvisning av de registrerte data. Ofte brukes her derfor mer begrensede montasjer, slik at både igangsetting av registreringer og feilsøking i allerede igangsatte registreringer kan gjøres av andre enn fullt utlærte nevrofysiologiteknikere. Et minimum av 8 elektroder vil fungere som en praktisk avveining med god gjennomførbarhet, og en sensitivitet som nærmer seg standard-oppsett med 19 – elektroder.

Videre benyttes mer komprimerte fremvisningsmodaliteter, der lengre perioder kan fremvises i et skjermbilde. Amplitudeintegret komprimert EEG (aEEG) eller komprimert frekvensanalyse ("compressed spectral array"; CSA) av enkelte av de registrerte kanaler muliggjør fremvisning av enten bare amplitudevariasjon, eller kombinert amplitude og frekvensvariasjon for f.eks. 4 timer i et skjermbilde, som igjen muliggjør deteksjon av både anfall og utvikling i cerebral aktivitet over et lengre tidsrom. Ved bruk av slike metoder er det viktig at man, spesielt i starten av registreringen, men også med jevne mellomrom under pågående registrering gjennomgår det bakenforliggende EEG, dels for å forklare mønsteret i aEEG-kurvene og CSA, og dels for å gjøre nødvendige tilpasninger og endringer av fremviste kanaler og frekvenser

2.9 Elektrocerebral inaktivitet (ECI; "Hjernedød")

Å utføre EEG er i de fleste land ikke et krav for å kunne erklære "hjernedød". EEG vil likevel være en viktig støtte i samband med prognostisk vurdering og derved indirekte ved spørsmål om organdonasjon.

Elektrocerebral inaktivitet defineres som fravær av EEG-aktivitet over 2 μ V ved registrering mellom elektrodepar med avstand 10cm eller mer og med interelektrodeimpedans under 10 kOhm men over 100 Ohm.

Flatt eller nesten flatt EEG kan forekomme ved flere tilstander uten mistanke om ECI som for eksempel dyp barbituratnarkose og hypotermi. Man bør således ha en god anamnese før man tolker registreringen.

Elektrodeplassering

Det bør settes minimum 8 skalpelektroder, men fullt 10-20 system bør forsøkes. Man må dekke alle hjernelapper med elektrodene. EKG og bevegelser (EMG eller akselerometer på arm eller fot) bør også registreres.

Registrering

EEG må registreres i minst 30 minutter. Man bør teste impedansen ved flere tilfeller under registrering. Medisinsk teknisk utstyr vil gi artefakter som kan se ut som cerebral aktivitet, men også dekke over ekte cerebral aktivitet. Det er således viktig å analysere potensialer under registrering for å avklare forholdet til utstyr koblet til pasienten. I mange moderne systemer vil dynamikken i systemet være god nok til å gjengi signaler under 1 μ V ved bedømming uten at man behøver endre

sensitivitet ved opptak. Brukes eldre utstyr eller analogt utstyr må sensitiviteten settes opp. Dette må være avklart før man benytter systemet til vurdering av hjernedød.

Interelektrode avstand bør være 10 cm

Ved diagnostisering av elektrocerebral inaktivitet skal avstanden mellom elektrodene være minst 10 cm. Selv om man har registrert med eksempelvis fullt 10-20 system, må man derfor ved bedømming av en slik kurve ha tolkningsmontasjer med redusert antall elektroder tilgjengelig, svarende til minst dobbelt elektrodeavstand. Man bør unngå å bruke ektracefal referanse, da man får større tilfang av artefakter i registreringen.

Filtersetting

Man bør registrere EEG med standard filter setting. Standard digitaliseringsfrekvens er 200 (256) per sekund. Høyfrekvensfilteret skal da være 70 Hz. Ved lesing av kurven kan man forandre filtrene, men det bør utvises forsiktighet for ikke å ta bort informasjon av betydning. 50-Hz "notch" filter kan brukes. Det anbefales vanligvis å beholde 70 Hz høyfrekvensfilter fordi det er lettere å identifisere EMG-artefakter. Det er svært sjelden nødvendig å filtrere mer aktivt enn 1-30 Hz.

Stimulering av pasienten

Pasienten bør stimuleres både auditivt og somatosensorisk for å se om dette frembringer hjerneaktivitet. Berøringer vil kunne frembringe artefakter som kan mistolkes som cerebral aktivitet og vurderingen må gjøres av en spesialist.

2.10 EEG-tolkning og besvarelse

EEG-tolkning og besvarelse kan systematiseres i varierende grad. Det foreligger internasjonalt fundert programvare for systematisk besvarelse av EEG (SCORE), som tar sikte på å sikre en logisk oppbygning av EEG-besvarelsen, fra indikasjon og forutsetninger for registreringen, gjennom funn og beskrivelse av disse ved bruk av standardisert EEG-nomenklatur, til å ende i en klinisk relevant konklusjon. Også om man besvarer EEG uten bruk av en slik programvare, bør besvarelsen inneholde 3 deler; innledning, beskrivelse av EEG og konklusjon.

Innledning

Denne bør inneholde informasjon om type registrering, spesielle forhold ved registreringen og om pasientens tilstand ved registreringen. Det bør også fremgå om pasienter bruker medisiner som er av betydning enten for selve registreringen (som benzodiazepiner) eller for tolkningen av EEG i en klinisk sammenheng (som antiepileptika).

Beskrivelse av EEG

Beskriv både normale funn og unormal aktivitet. Det er oftest ikke nødvendig å beskrive alle normale rytmer i detalj, men dette avhenger av spørsmållstillingen i rekvisisjonen. Man bør i beskrivelsen forsøke å forholde seg til standardisert EEG-nomenklatur, spesielt der det foreligger nomenklatur tilpasset den kliniske situasjonen til pasienten.

Ved de fleste registreringer vil man starte med å beskrive bakgrunnsaktiviteten, tradisjonelt med hovedvekt på den posterjordominerende bakgrunnsrytmen (alfarytmen) ved å angi dennes frekvens, amplitude, lokalisasjon og evt asymmetri. Dersom andre rytmer og komponenter er fremtredende i bakgrunnsaktiviteten skal disse også beskrives på samme måte. Etter dette beskrives unormale aktiviteter og rytmer. Det angis lokalisasjon og grad av utbredelse (fokal, regional,

generalisert), rytmisitet, periodisitet og morfologi. Tilslutt beskrives funn i samband med aktiveringer; hyperventilering, intermitterende lysstimulering, søvn og annet.

Man må også rapportere om endringer i våkenhet, unormal veksling mellom søvnstadier og om det er sammenheng mellom grad av våkenhet og grad av unormal aktivitet.

Unormal hjerterytme (EKG) skal beskrives.

Konklusjon

Konklusjonen er EEG-tolkerens totalvurdering. Vurder om det er unormal aktivitet i kurven og graden av denne. Dersom EEG er tatt opp utenfor laboratoriet eller under spesielle omstendigheter, bør det gjengis. Spørsmål i rekvisisjonen bør besvares. Funns i EEG som gir sterke mistanker i retning av diagnose bør antydes, men sterke oppfatninger om diagnose bør unngås.

2.11 Arkivering

Med moderne digitale systemer er det ønskelig at all arkivering er digital. Sykehus og avdeling må ha rutiner som sørger for at papirkopi av journal kan gjøres tilgjengelig dersom datasystemet svikter. Det bør lagres utvalgte normale og unormale avsnitt. Med dagens økende lagringsevne kan det vurderes å gå over til lagring av komplette EEG-filer. Hvis video gir nyttig informasjon, som ved epileptiske anfall, eller der det viser artefakter avgjørende for tolkningen, bør også utvalgte videoutsnitt lagres. Resultat av analyser bør lagres som bilder ved siden av registreringen. Sikring av data vil tilligge den som er ansvarlig for informasjonsteknologien i virksomheten.

2.12 Litteratur

A glossary of terms. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999; 52:21-44

American Clinical Neurophysiology Society indications for obtaining an electroencephalogram. *J Clin Neurophysiol.* 1998 Jan; 15(1):76-7

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 1: Minimum technical requirements for performing clinical electroencephalography. *J Clin Neurophysiol.* 2006 Apr; 23(2):86-91. Erratum in: *J Clin Neurophysiol.* 2006 Aug; 23(4): preceding 281

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 2: Minimum technical standards for pediatric electroencephalography. *J Clin Neurophysiol.* 2006 Apr; 23(2):92-6

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 3: Minimum technical standards for EEG recording in suspected cerebral death. *J Clin Neurophysiol.* 2006 Apr; 23(2):97-104

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 4: Standards of practice in clinical electroencephalography. *J Clin Neurophysiol.* 2006 Apr; 23(2):105-6. Erratum in: *J Clin Neurophysiol.* 2006 Aug; 23(4): preceding 281

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 5: Guidelines for standard electrode position nomenclature. *J Clin Neurophysiol.* 2006 Apr; 23(2):107-10

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 6: A proposal for standard montages to be used in clinical EEG. *J Clin Neurophysiol*. 2006 Apr; 23(2):111-7

American Clinical Neurophysiology Society. Guideline 7: Guidelines for writing EEG reports. *J Clin Neurophysiol*. 2006 Apr; 23(2):118-21

André-Obadia et al. Continuous EEG monitoring in adults in the intensive care unit (ICU). *Neurophysiol Clin*. 2015 Mar; 45(1):39-46

Beniczky S et al. Standardized computer-based organized reporting of EEG: SCORE. *Epilepsia*. 2013 Jun; 54(6):1112-24

Bernard P. Guidelines: relevance of infectious diseases for electroencephalogram and other neurophysiology laboratories. *Clin Electroencephalogr* 1089 20: pVIII-X.

Chatrian G-E. Coma, other states of altered responsiveness, and brain death. In: Daly DD, Pedley T, eds. *Current practice of clinical electroencephalography*. 2nd edition, Raven Press, New York 1990:425-488.

Ebner et al EEG instrumentation. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl*. 1999; 52:7-10

Engel J Jr. A practical guide for routine EEG studies in epilepsy. *J Clin Neurophysiol* 1986; 3:131-68

Ellingson RJ, Wilken K, Bennett DR. Efficacy of sleep deprivation as an activation procedure in epilepsy patients. *J Clin Neurophysiol* 1984; 1:83-101

Goodin DS et al. Detection of epileptiform activity by different noninvasive EEG methods in complex partial epilepsy. *Ann Neurol* 1990; 27:330-4

Herman ST et al., Consensus statement on continuous EEG in critically ill adults and children, part I: Indications. Critical Care Continuous EEG Task Force of the American Clinical Neurophysiology Society. *J Clin Neurophysiol*. 2015 Apr; 32(2): 87-95

Herman ST et al., Consensus statement on continuous EEG in critically ill adults and children, part II: personnel, technical specifications, and clinical practice. Critical Care Continuous EEG Task Force of the American Clinical Neurophysiology Society. *J Clin Neurophysiol*. 2015 Apr; 32(2):96-108

Hirsch LJ Continuous EEG monitoring in the intensive care unit: An overview. *J Clin Neurophysiol* 2004; 21:332-40

Hirsch, LJ et al. American Clinical Neurophysiology Society's Standardized, Critical Care EEG Terminology: 2012 version, *J Clin Neurophysiol* 2013; 30: 1-27

Holmes GL, Korteling F. Drug effects on the human EEG. *Am J EEG Technol* 1993; 33:1-26

Hulce VD. Skin surface electrodes and the recording of neural events. *Am J EEG technol* 1993; 33:113-20

Husain AF Electroencephalographic assessment of coma. *J Clin Neurophysiol* 2006;23:208-20

ICFCN standards for digital recording of clinical EEG *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999; 52:11-15

Jaspers HH. The ten-twenty electrode system of the international federation. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1958; 10:371-3

Jirsch J, Hirsch LJ. Nonconvulsive seizures. *Clin Neurophysiol* 2007; 118:1660-70

Jurcak, V., D. Tsuzuki, and I. Dan, 10/20, 10/10, and 10/5 systems revisited: Their validity as relative head-surface-based positioning systems. *Neuroimage* 2007

Kane N et al. Hyperventilation during electroencephalography: Safety and efficacy *Seizure* 2014;23; 129–134

Kasteleijn-Nolst Trenité D. et al. Methodology of photic stimulation revisited: updated European algorithm for visual stimulation in the EEG laboratory, *Epilepsia.* 2012 Jan; 53(1):16-24

Kellaway P. An orderly approach to visual analysis: Characteristics of the normal EEG of adults and children. In: Daly DD, Pedley T, eds. *Current practice of clinical electroencephalography.* 2nd edition, Raven Press, New York 1990:201-242

Klem GH et al The ten twenty system *Electroencephalogr Clin Neurophysiol Suppl.* 1999; 52:3-6

Litt B, Fisher S. EEG engineering principles. In: Daly DD, Pedley T, eds. *Current practice of clinical electroencephalography.* 2nd edition, Raven Press, New York 1990:1-28

McCoy B, Hahn CD. Continuous EEG monitoring in the neonatal intensive care unit *J Clin Neurophysiol.* 2013 Apr; 30(2):106-14

Nguyen The Tich S, Cheliout-Heraut F. Continuous EEG monitoring in children in the intensive care unit (ICU). *Neurophysiol Clin.* 2015 Mar; 45(1):75-80

Niedermeyer E, Lopes da Silva F, *Electroencephalography. Basic principles, Clinical applications and Related fields,* Lippincott, Williams & Wilkins, 6th edition, 2011

Nunez PL, Srinivasan R, *Electric Fields of the Brain.* 2nd edition, Oxford University Press, 2006

Nunez, P.L. and A.F. Westdorp, The surface Laplacian, high resolution EEG and controversies. *Brain Topogr,* 1994; 6(3): p. 221-6.

Recommendations for the practice of clinical electroencephalography. (The int. Federation of Societies for Electroencephalography and Clinical Neurophysiology) Elsevier, Amsterdam NY, Oxford 1983

Sharbrough F. Electrical fields and recording techniques. In: Daly DD, Pedley T, eds. *Current practice of clinical electroencephalography.* 2nd edition, Raven Press, New York 1990:29-49

Shellhaas RA, Continuous electroencephalography monitoring in neonates. *Curr Neurol Neurosci Rep.* 2012 Aug; 12(4):429-35

Silverman D. The anterior temporal electrode and the 10–20 system. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1960; 12:735-7

Terminology and Categorization for the Description of Continuous EEG Monitoring in Neonates: Report of the American Clinical Neurophysiology Society Critical Care Monitoring Committee, *J Clin Neurophysiol* 2013; 30:161–173

Toet MC, Lemmers PM, Brain monitoring in neonates. *Early Hum Dev.* 2009 Feb; 85(2):77-84

Tsuchida TN et al., American Clinical Neurophysiology Society Standardized EEG