

Nationellt konsensusdokument för neurofysiologer i Sverige avseende beskrivning och tolkning av kontinuerlig förenklad aEEG/EEG registrering hos nyfödda

Författare: Sofia Backman, Klinisk neurofysiologi, Lund/Malmö

Referensgrupp:

Klinisk neurofysiologi:

Thomas Andersson, Stockholm
Marita Englund, Stockholm
Roland Flink, Uppsala
Lars-Johan Liedholm, Umeå
Hans Lindehammar, Linköping
Erik Nordh, Umeå
Ingmar Rosén, Lund/Malmö
Magnus Thordstein, Göteborg
Alexandra Sailer, Umeå

Neonatologi:

Mats Blennow, Stockholm
Boubou Hallberg, Stockholm
Fredrik Lundberg, Linköping
Elisabeth Norman, Lund/Malmö

Kontinuerlig monitorering med amplitudintegrerat EEG (aEEG) har under de senaste decennierna fått stor spridning inom neonatal intensivvård. Den ursprungliga utrustningen för monitorering utvecklades av Maynard och Prior (Maynard et al 1969) för användning inom intensivvård av vuxna.

Tekniken spreds snabbt inom neonatologin eftersom hanteringen med ett begränsat antal EEG-elektroder var enkel, jämfört med ett flerkanaligt konventionellt EEG (Bjerre et al 1983, Thornberg och Thiringer 1990, Viniker et al 1984). Man lärde sig att i aEEG känna igen diskontinuerliga mönster som är vanligt hos friska prematurer och hos fullgångna nyfödda med påverkad hjärnfunktion. Återhämtningen efter perinatal asfyxi från diskontinuerligt till kontinuerligt aEEG mönster etablerades som ett viktigt prediktionsinstrument (Toet et al 1999, Spitzmiller et al 2007). Införandet av terapeutisk hypotermibehandling har sedan i viss mån ändrat sambanden mellan tidiga aEEG mönster och prognos (Hallberg et al 2010, Thoresen et al 2010). Med aEEG identifierade man också elektrografisk epileptisk anfallsaktivitet, ofta utan kliniska anfallstecken, vilket utgjorde incitament för aktiv behandling. Dessa mönster var urskiljbara för neonatologer som inte var utbildade i vanlig EEG-tolkning. En stor kunskapsbank över den kliniska användningen av aEEG har byggts upp genom åren och flera modeller för hur de olika neonatala aEEG-mönstren skall definieras och beskrivas har föreslagits (al Naqeeb et al 1999, Burdjalov et al 2003, Hellström-Westas et al 2006).

Tekniken innebär en asymmetrisk filtrering av EEG-signalen med undertryckande av frekvenser utanför frekvensområdet 2-15 Hz. Peak-to-peak-amplituden visualiseras med en komprimerad tidsskala, oftast 6 cm/timme. Genom en semilogaritmisk utskrift (linjär 0-10

μV , logaritmisk $>10\mu\text{V}$), erhålls en hög känslighet för förändringar avseende låga amplituder, utan att utrustningen behöver justeras vid större utslag såsom vid artefakter (Rosén 2006).

I praktiken är tolkningen av aEEG inte oproblematiserad. En viktig källa till osäkerhet är artefakter. Biologiska artefakter ses till följd av t ex muskelaktivitet, EKG, rörelser, andning och hickningar, och tekniska artefakter till följd av störningar från annan utrustning, hörfrekvensrespirator etc. Med den digitala utvecklingen har vi nu tillgång till aEEG-system som visar aEEG tillsammans med EEG med konventionell filtrering (0,5-70 Hz), men med färre elektroder. Med information från EEG underlättas möjligheterna att skilja kortikalt genererad EEG-aktivitet från artefakter och säkerheten för att upptäcka epileptiska anfall ökar (Shah et al 2008).

Parallellt med utvecklingen av aEEG-användning inom neonatologin, har det under det senaste årtiondet också skett framsteg inom högspecialiserad neurointensivvård och en därmed ökad användning av kontinuerlig flerkanalig EEG-registrering på patienter i coma och status epilepticus. Som stöd för EEG-tolkningen används olika algoritmer som spectrogram, interburstintervall-duration och aEEG för att följa förändringar i EEG-förloppen. Denna utveckling har lett till behov av en enhetlig terminologi och kategorisering av olika EEG-fenomen vid rapportering av olika former av långtidsövervakning med EEG, oavsett om man bedömer aEEG, a-EEG i kombination med begränsat antal EEG-kanaler eller flerkanaligt EEG. ACNS (American Clinical Neurophysiology Society) tog fram ett amerikanskt konsensusdokument rörande vuxna patienter (Hirsch et al 2013). Detta initiativ har därefter resulterat i ett liknande dokument för EEG-övervakning inom neonatal intensivvård (Tsuchida et al 2013). Dessa dokument kommer under lång tid att vara normgivande för hur kliniska neurofysiologer bör beskriva långtidsmonitorering med EEG inom allmän och neonatal intensivvård.

I Sverige har neonatologer och neurofysiologer mötts flera gånger för att finna former för aEEG/EEG tolkning, rapportering och samarbete. Samtidigt som neonatologer uppskattar aEEG bedside som ett stöd, vill man gärna förlita sig på kliniska neurofysiologer för second opinion och för sammanfattande tolkning och rapportering. I detta möte framkommer skillnader. Neonatologen följer aEEG-mönstret och använder EEG huvudsakligen för att skilja anfall från artefakter. Neurofysiologen baserar sin tolkning på EEG-signalen och använder aEEG för att få en översikt och för att identifiera avsnitt av intresse för vidare analys. Risk för missförstånd uppstår när terminologin är snarlik men utgår från olika tekniker.

Trots sin förenkling kan en 2-kanalig bilateral EEG-registrering ge betydande information med direkt anknytning till de definitioner och kriterier som formulerats av Tsuchida et al 2013 rörande flerkanaligt EEG med fullt montage. Ett gemensamt svenskt protokoll för tolkning av aEEG/EEG bör i största möjliga utsträckning anknytas till dessa. Vi tar till vara aEEGs förtjänster när det gäller att identifiera övergripande mönster och förändringar över tid, inklusive identifiering av sömn-vakenhetscykler och misstänkta anfall. I EEG-kanalerna kan vi lättare urskilja artefakter, säkrare karakterisera signalen och därmed bekräfta eller förkasta misstankar från aEEG om epileptiska anfall. Att analysera flera dygns EEG skulle också bli för tidskrävande och övergripande trender riskerar att missas. För att bedöma ytterligare detaljer rekommenderas alltid komplettering med åtminstone ett konventionellt flerkanaligt EEG under monitoreringsperioden.

Vårt förslag är att både aEEG och EEG alltid utnyttjas för beskrivning och tolkning av dessa registreringar. Med förbättrad elektrodteknik närmar sig aEEG/EEG nu långtidsregistreringar med fulla EEG-montage, vilket ställer ytterligare krav på gemensamma definitioner och terminologi. Detta dokument är tänkt som ett konsensusdokument för neurofysiologer i Sverige vid tolkning av aEEG/EEG inom neonatal intensivvård. Dokumentet kan underlätta samsyn och samarbete mellan neonatologer och neurofysiologer och kan användas som bas för lokala PM avseende aEEG/EEG-övervakning inom neonatalvård.

Amplitudangivelserna för olika definitioner i dokumentet är riktmärken och ska inte användas som absoluta gränser. Bilderna i dokumentet visar förminskat hur registreringarna visas på monitorn.

Indikation

Beslut om övervakning tas av ansvarig neonatolog. Följande relativa indikationer för aEEG/EEG på nyfödda finns (med ordningsföljd motsvarande angelägenhetsgrad):

- Observerade/misstänkta kramper eller oklar akut neurologisk påverkan
- Hypoxisk-ischemisk encefalopati (med/utan hypotermi)
- Asfyxi
- Intensivvårdskrävande barn under de tre första dygnen (respiratorbehandlade, hemodynamiskt instabila, opererade, sepsis, meningit etc)
- Hypoglykemi med cerebrala symptom
- Akut hjärnblödning (undantaget IVH grad I och II)
- Hjärtmissbildning peroperativt
- Metabol sjukdom
- Extremprematura barn

Remissuppgifter

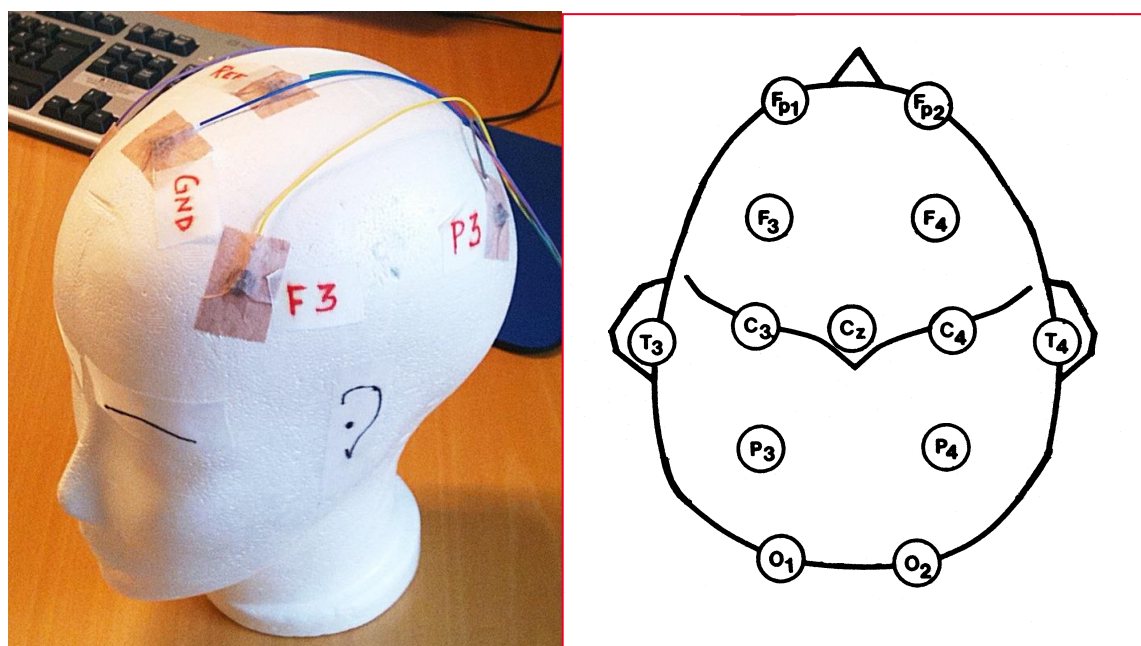
I remissen bör det ingå information om:

- Gestationsålder samt postnatal ålder
- Frågeställning
- Kliniska symptom, t ex anfallssymptom
- Sjukdomsförlopp, inkl ev skalphematom
- Mediciner och ev pågående hypotermi
- Neuroradiologi och ultraljudsfynd

Metod för monitorering

Uppkoppling görs av personal på neonatalavdelning efter lokala PM och upplärning, med stöd från neurofysiologisk avdelning. Bilateral registrering med minst fyra aktiva elektroder rekommenderas. Elektroderna placeras på barnets huvud motsvarande minst F3, P3, F4, P4

enligt 10-20 systemet med referenselektrod i medellinjen (ofta motsvarande Cz) samt jordelektrod (fig 1).



Figur 1. Elektrodplacering enligt 10-20 systemet

Att följa 10-20 systemet förenklar om man senare vill komplettera till fullt EEG-montage. Ytelektroder bör användas i de flesta fall då det är mindre smärtsamt och stressande hos icke-sederade barn. Nålelektroder kan användas vid behov hos kraftigt sederade barn eller barn utan förväntad smärtupplevelse (medvetlösa), vid rikliga artefakter eller hos fullgångna barn med hög hudimpedans. Nålelektroder bör dock inte användas över öppen fontanell eller annan skallbensdefekt.

Den digitala tekniken medger val av analysmontage. EEG kan presenteras i bipolärt montage med två kanaler för att ge information från respektive hemisfär (F3-P3 och F4-P4) eller i motsvarande referentiellt montage (F3-ref, P3-ref, F4-ref, P4-ref). För prematura barn upp till 32 veckor kan det ibland vara svårt att placera många elektroder och då kan man välja endast två elektroder motsvarande P3 och P4. Filter ställs vanligen in med högpasfilter 0,5 eller 1 Hz och lågpasfilter 70 Hz. Manuellt kan notchfiltrering läggas till. Filerna registreras ofta i 6-24 timmars filer. EKG eller pulsmonitorering är också användbart för att urskilja pulsartefakter.

Det är viktigt att man placerar elektroderna symmetriskt för att undvika falska sidoskillnader i amplitud. Ett kortare interelektroavstånd ger mindre potentialskillnad mellan elektroderna och därför lägre amplitud. Det är också viktigt att notera ev skalphematom som kan bidra till falskt låga amplituder. Avdelningspersonalen bör regelbundet notera signalens kvalitet och kunna känna igen om en elektrod lossnar för snabb åtgärd. Impedansen mäts vid undersökningens början och därefter några gånger per dygn. En viktig uppgift för avdelningspersonalen är att i aEEG/EEG-systemet markera tidpunkter för misstänkta kliniska anfall, omvårdnad, tidpunkt för avslutande av hypotermi och tillförsel samt utsättande av läkemedel.

Informationen lagras på server via nätverk och bör vara tillgänglig via uppkoppling för analys av neurofysiolog. Samtidig videoregistrering kan vara värdefull, men övervakningen av denna är arbetskrävande och begränsas ofta av brist på lagringskapacitet.

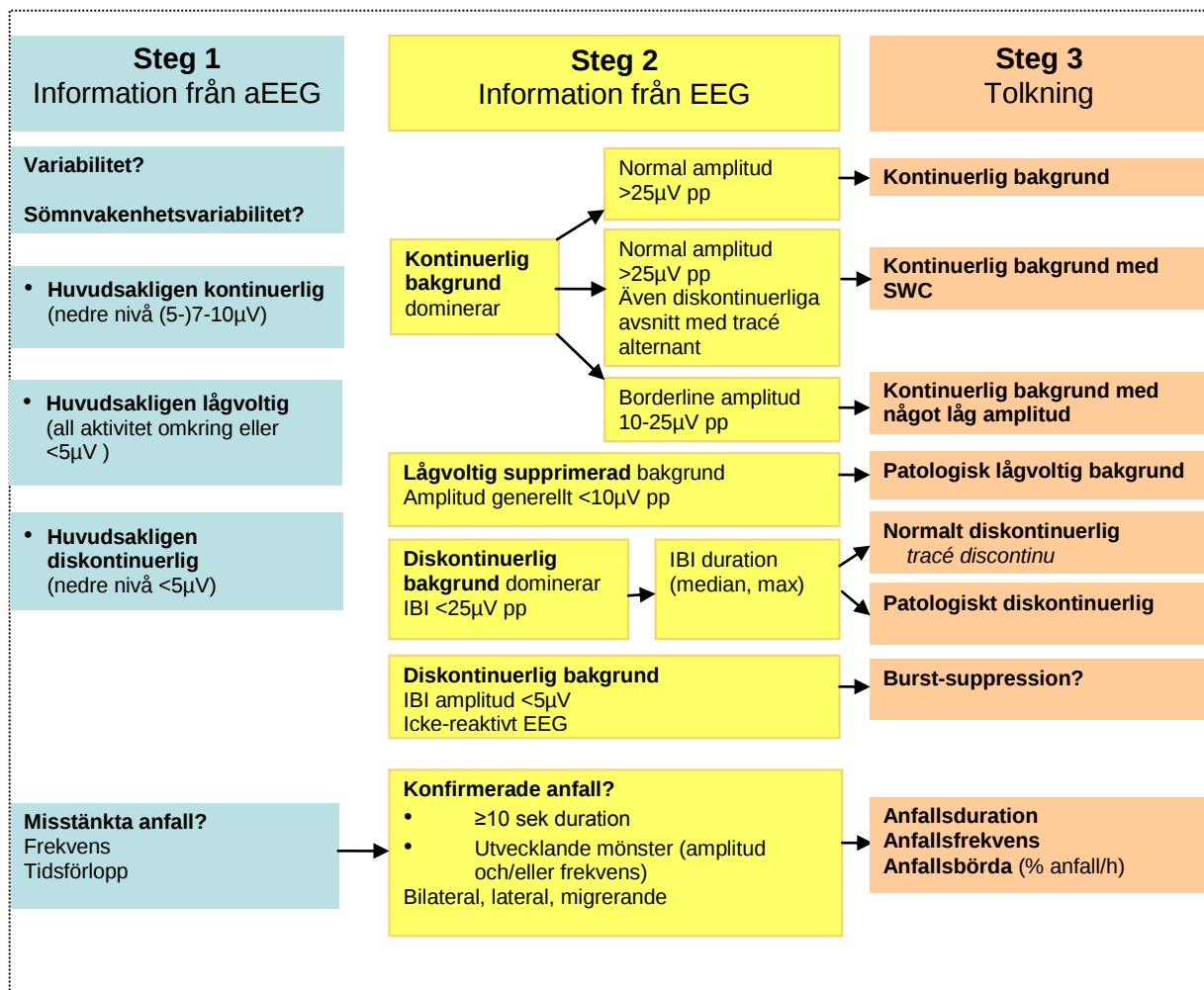
Analys och tolkning

Med ökande ålder och mognad hos barnet blir EEG-signalen successivt mer kontinuerlig. Ett prematurt barn uppvisar ett sk *tracé discontinu*-mönster med långa supprimerade/attenuerade perioder (interburstintervall, IBI) omväxlande med perioder med mer aktivitet (burstar). I takt med de thalamo-kortikala och kortiko-kortikala nätverkens utveckling, ses successivt kortare IBI och ökande amplituder av EEG-aktivitet mellan burstarna. Dessa olika mönster kallas grundmönster/bakgrund och har visat sig innehålla viktig information avseende mognad och prognos efter skada (Hellström-Westas et al 1995).

Vid kvantifiering av EEG-amplituder, som är grunden för indelning i olika mönster, skiljer sig de numeriska värdena i aEEG från dem som mäts i EEG. Detta beror huvudsakligen på den speciella filtrering och rektifiering som görs vid aEEG. I enlighet med Tsuchida bör amplituder mätas på EEG-signalen med konventionell filtrering peak-to-peak. I aEEG kan man t ex tydligt identifiera en diskontinuerlig EEG-aktivitet, men man kan endast grovt kvantifiera IBI. Övre nivån i kurvan återspeglar de höga peak-to-peak-amplituderna vid burstar av elektrisk aktivitet och nedre nivån de låga peak-to-peak-amplituderna inom IBI. Minimum-nivån i aEEG är behäftad med osäkerhet av flera orsaker. Den kan bl a modifieras av en kontinuerlig störning av typ högfrekvensventilation. Vid korta IBI på 1-5 sek "hinner" inte heller aEEG-signalen ner till minimum-nivån mellan burstarna, om signalen baseras på flera sekunders epoker (Hellström-Westas et al 2008). Således kan man inte med aEEG säkert skilja på olika typer av diskontinuerlig aktivitet.

Bedömningen av hela undersökningen kan delas upp i tre steg (fig 2).

- 1) I första steget bedömer man aEEG-signalen över hela den monitorerade perioden, t ex 12h (vanligen 6cm/h). Man ser om signalen varierar i övre och nedre amplitudnivåer sk bandbredd och om signalen långsiktigt förändras över tid. aEEG ger bra överblick över förändringar under dygnet, som t ex post-ischemisk återhämtning, frekvens av misstänkta anfall, läkemedelseffekter eller utvecklandet av sömn-vakenhetsfluktuationer.
- 2) I steg två väljer man ut avsnitt som närmre behöver studeras i EEG avseende bakgrund eller anfallssuspekta episoder. I EEG kan man sedan bedöma och kvantifiera peak-to-peak amplitud, interburstintervall, synkronisering mellan hemisfärerna och definiera olika bakgrundsmönster. Man verifierar eller förkastar anfallsmisstänkta avsnitt.
- 3) I tredje steget summerar man fynden och sätter in det i sitt kliniska sammanhang.



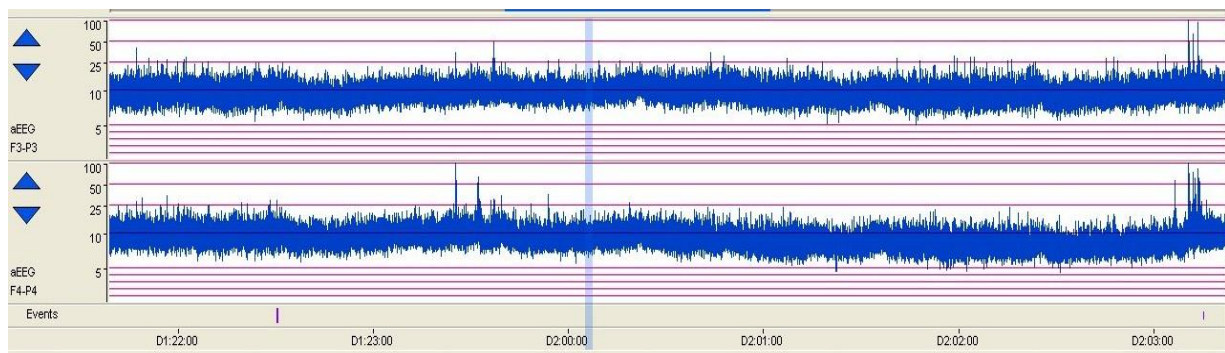
Figur 2. Flödet vid bedömning av aEEG/EEG (pp = peak-to-peak) SWC = sleep-wake cykling

Steg 1: aEEG analys

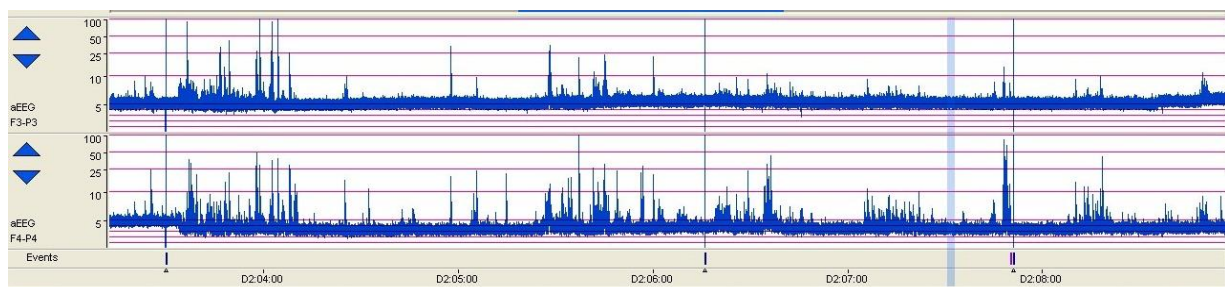
Bedömning av grundmönster

När man identifierat tidsperiodernas amplitudnivåer i aEEG kan man uppskatta bakgrundens grundmönster. Dessa kan delas in i tre huvudtyper: *huvudsakligen kontinuerlig* (nedre gräns ca (5)-7-10 μ V) (fig 3), *huvudsakligen lågvoltig* (all aktivitet omkring eller under 5 μ V) (fig 4), och *huvudsakligen diskontinuerlig* (nedre gräns under 5 μ V) (fig 5).

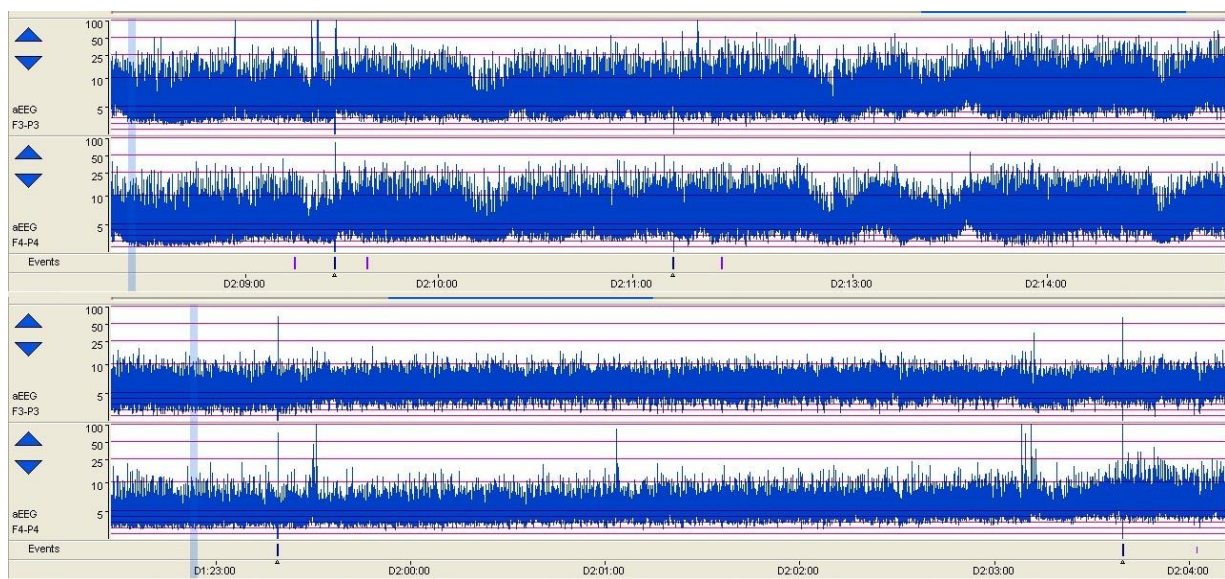
Vid artefakter är det risk att man bedömer amplituderna för högt. Verifiering av amplitudnivåer behöver därför göras som steg 2 i EEG-kanalerna.



Figur 3. Huvudsakligen kontinuerlig (nedre gräns ca (5)-7-10 μV)



Figur 4. Huvudsakligen lågvoltig (all aktivitet omkring eller under $5\mu\text{V}$)

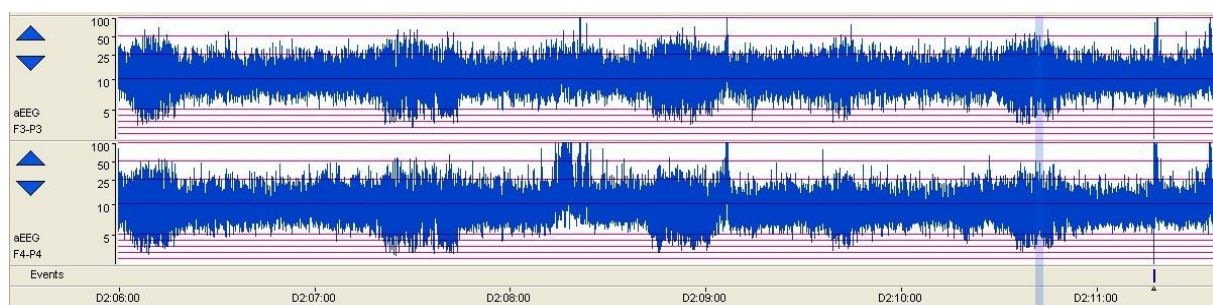


Figur 5. Huvudsakligen diskontinuerlig (nedre gräns under $5\mu\text{V}$)

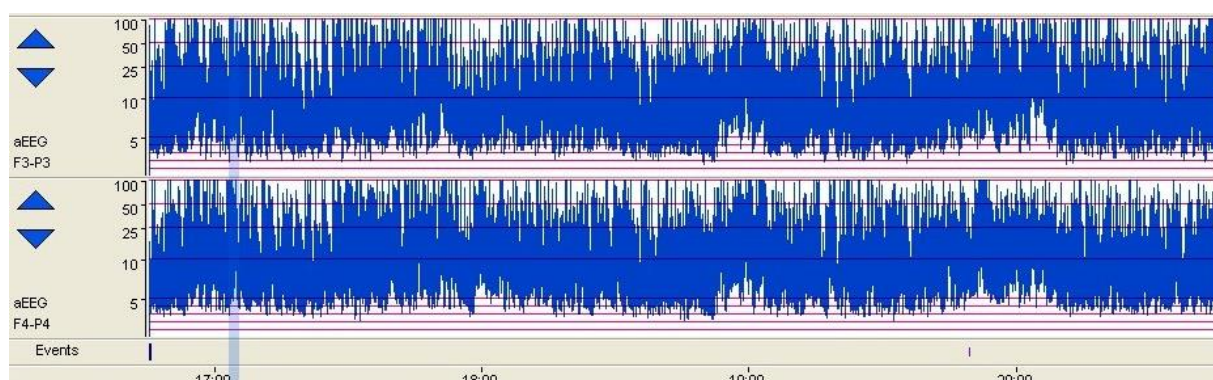
Bedömning av variabilitet

I aEEG noterar man om signalen är konstant eller varierar. aEEG ger information om sömn-vakenhets-variabilitet sk sleep-wake cykling (SWC) föreligger, vilket indikerar en bra prognos (Hellström-Westas et al 1995). SWC ses som en mjuk sinusoidal variation i maximum- och minimumamplituderna (fig 6). Den bredare bandbredden motsvarar non-REM sömn (quiet sleep) och de smalare perioderna aktiv sömn eller vakenhet. För att bedöma om SWC föreligger rekommenderas att man överblickar en längre tids registrering t ex 6 timmars sammanhängande tid. För prematura barn kan man ibland börja se antydan till SWC från v 26-27 (Hellström-Westas 1991, André et al 2010) och man ser tydlig SWC från v 31-32

(Thornberg och Thiringer 1990). Även om man inte kan fastställa förekomst av SWC kan man ibland se variationer/reaktivitet i bakgrunden över tid, något som bör noteras.



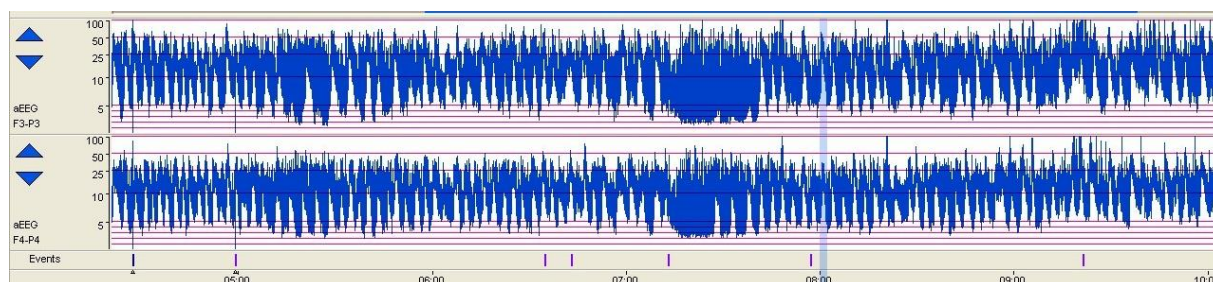
Figur 6. Sömn-vakenhets variabilitet (SWC) hos ett barn i vecka 34



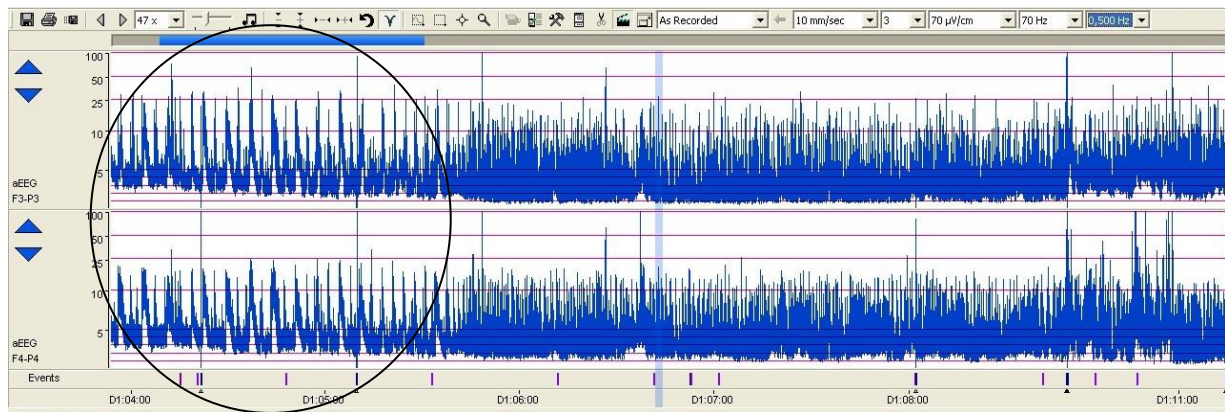
Figur 7. Variabilitet/reaktivitet hos ett barn i vecka 26

Misstänkta anfallsepisoder

I aEEG får man en snabb överblick över misstänkta episoder av anfall. Man kan uppskatta under vilken tidsperiod, med vilken frekvens och duration anfallen pågår. Den vanligaste bilden är att minimum-amplitudnivån plötsligt höjs, ofta i kombination med en höjning av maximum-amplitudnivån. Vid upprepade anfall ses ett sk sågtandsmönster i aEEG (fig 8, fig 9). Då även artefakter från apparater, muskler och rörelser (klappning, vaggning) kan höja aEEG-amplitudens maximum- och minimumnivåer, behöver dessa anfallsmissstänkta perioder bekräftas eller förkastas med hjälp av analys av EEG. Observera att anfallsaktivitet som pågår oavbrutet eller kontinuerligt uppträdande, sk periodiska komplex, inte ger några förändringar i aEEG och därför inte upptäcks.



Figur 8. Sågtandsmönster som vid täta anfall (här ca 15-20 anfall per timme)



Figur 9. Sågtandsmönster under den första markerade delen. Därefter bryts anfallen av behandlingen och övergår i en diskontinuerlig aktivitet.

Steg 2: Analys av EEG

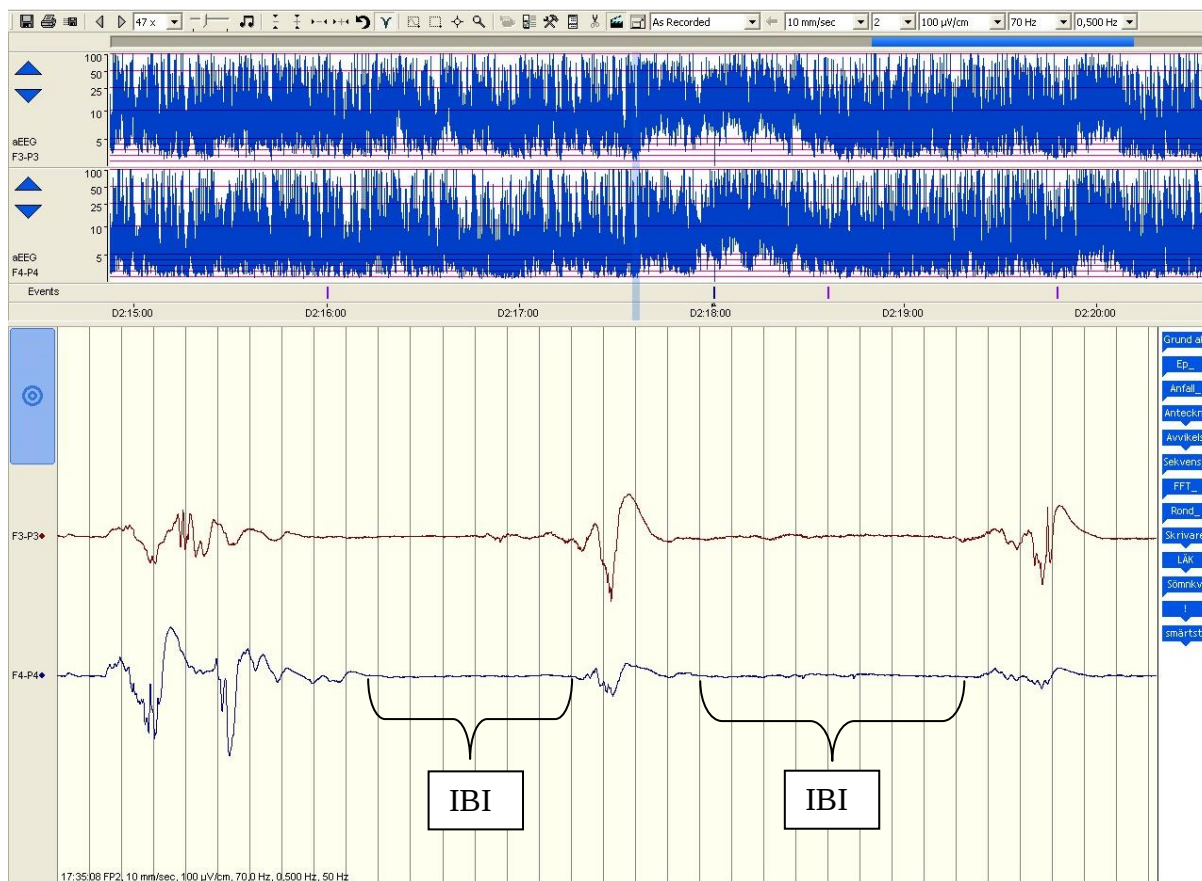
Utifrån aEEG väljs avsnitt ut som bedöms vidare i EEG avseende bakgrunden. Denna analys kan t ex göras i 10 minuters epoker. Bakgrundsmönstret definieras som kontinuerligt eller diskontinuerligt i EEG. Ofta ser man växlingar och glidande övergångar mellan dessa mönster och man väljer då ut representativa avsnitt som man beskriver och definierar över tid. Därutöver går man igenom avsnitten i EEG som i aEEG-kurvan varit anfallsmisstänkta.

Beskrivning av diskontinuerliga avsnitt

I litteraturen har man oftast valt att definiera diskontinuerligt EEG som när bakgrundsaktiviteten består av aktivitet med högre amplituder, omväxlande med perioder med lägre amplituder. De mellanliggande perioderna med undertryckt aktivitet benämns interburstintervall (IBI) trots att det här kan förekomma en kontinuerlig, men mer lågvoltig aktivitet. Tsuchida et al 2013 definierar IBI som en minskning av bakgrundsamplituden till mindre än $25\text{--}50\mu\text{V}$ peak-to-peak under minst två sekunder. Detta gör att två normala mönster kan definieras som diskontinuerligt EEG-mönster: *tracé discontinu* och *tracé alternant*.

1) *Tracé discontinu* (fig 10)

Hos premature barn (<v34-36) ses normalt ett huvudsakligen diskontinuerligt mönster, där miniminivån (IBI) har en peak-to-peak amplitud under $25\mu\text{V}$ (Tsuchida et al 2013, André et al 2010). Detta mönster växlar med perioder av mer kontinuerlig aktivitet, men ju yngre barnet är desto mindre av kontinuerlig aktivitet förekommer.



Figur 10. Tracé discontinu hos ett barn i vecka 27

Längden av IBI är beroende av åldern då durationen av IBI är längre ju yngre barnet är. Olika studier har visat på varierande resultat avseende IBI-längd för samma åldrar (se appendix 1). Sannolikt beror detta bl a på olika definitioner av IBI och burstar. André et al 2010 har rekommenderat riktlinjer för tolkning enligt tabell 1.

Tabell 1. IBI i klinisk praxis enligt André et al 2010

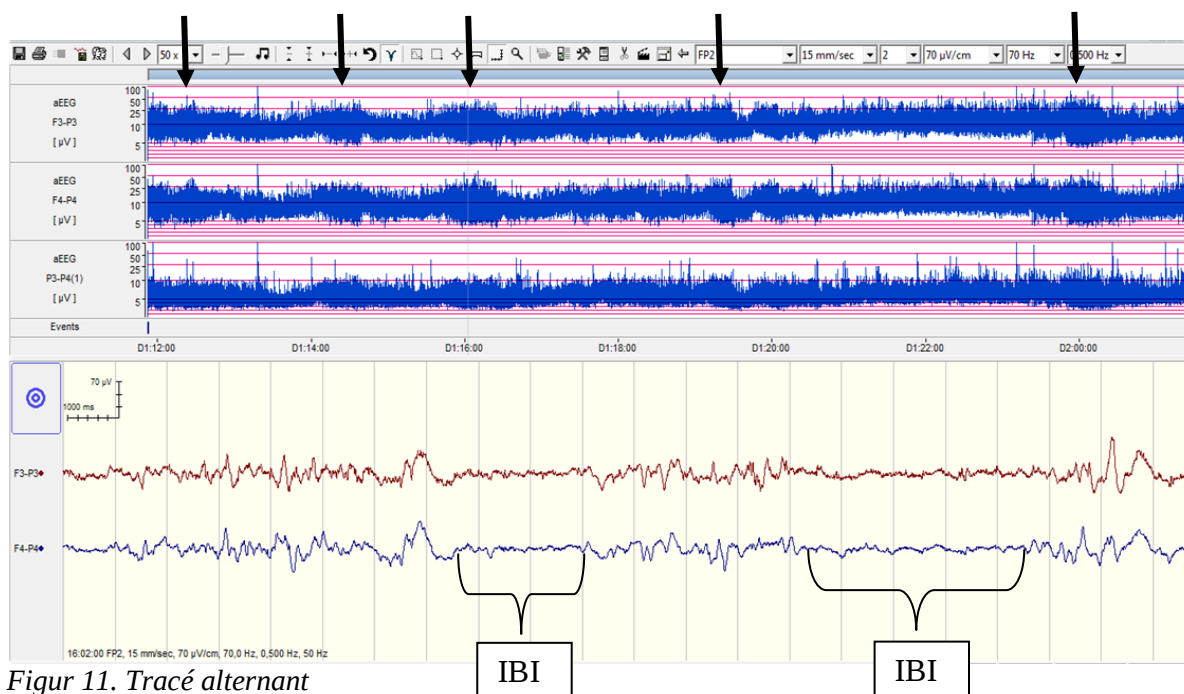
Gestationsålder + postnatal ålder	IBI i sekunder
26-27	Max 29-46 i olika studier
28-29	≤ 30
30-31	≤ 20
32	≤ 15
34	≤ 10
35-36	< 10 i non-REM-sömn

En funktionsstörning (men även t ex hypotermi och farmaka) kan förändra bakgrundsaktiviteten så att IBI blir längre än vad som är normalt och/eller att avsnitt med kontinuerlig aktivitet saknas eller har kortare duration än vad som är förväntat för åldern. Bakgrundsaktiviteten bedöms som antingen normalt diskontinuerlig eller patologisk (ökad eller kraftigt ökad diskontinuitet) i förhållande till barnets ålder (gestationsålder + postnatal ålder). Vid bedömning av IBI väljs lämpligen representativa 10-minutersavsnitt ut (längre avsnitt vid kraftigt ökad diskontinuitet) där median- och max-IBI uppskattas. Man bör

undvika att mäta på avsnitt direkt efter en bolusdos med sederande läkemedel. Kvantifiering av den uppmätta totala suppressionstiden (suppressionsratio, IBI per tidsenhet i %) kan också vara av värde för att följa och bedöma prognosen för ett barn med t ex asfyxi.

2) *Tracé alternant* (fig 11)

När barnet når ca 35 veckors ålder uppträder, i övergången mellan *tracé discontinu* och ett helt kontinuerligt EEG, ett lätt diskontinuerligt mönster sk *tracé alternant* under non-REM sömn. Bakgrunden fluktuerar då regelbundet i amplitud mellan burstliknande högvoltig aktivitet (50-150 μ V) och perioder med lägre amplituder (Tsuchida et al 2013, André et al 2010). Detta mönster kan kvarstå upp till ca 1 månads ålder. Peak-to-peak-amplituden under *tracé alternant* ligger på 25-50 μ V även under interburstintervallen, enligt Tsuchida et al 2013 och André et al 2010. Vår erfarenhet är dock att amplituden kan variera mycket under IBI och ibland är betydligt lägre. Det är växlingar mellan *tracé alternant* och avsnitt av kontinuerlig aktivitet under aktiv sömn eller vakenhet som i aEEG ses som sömn-vakenhets variabilitet (SWC).



Figur 11. *Tracé alternant*

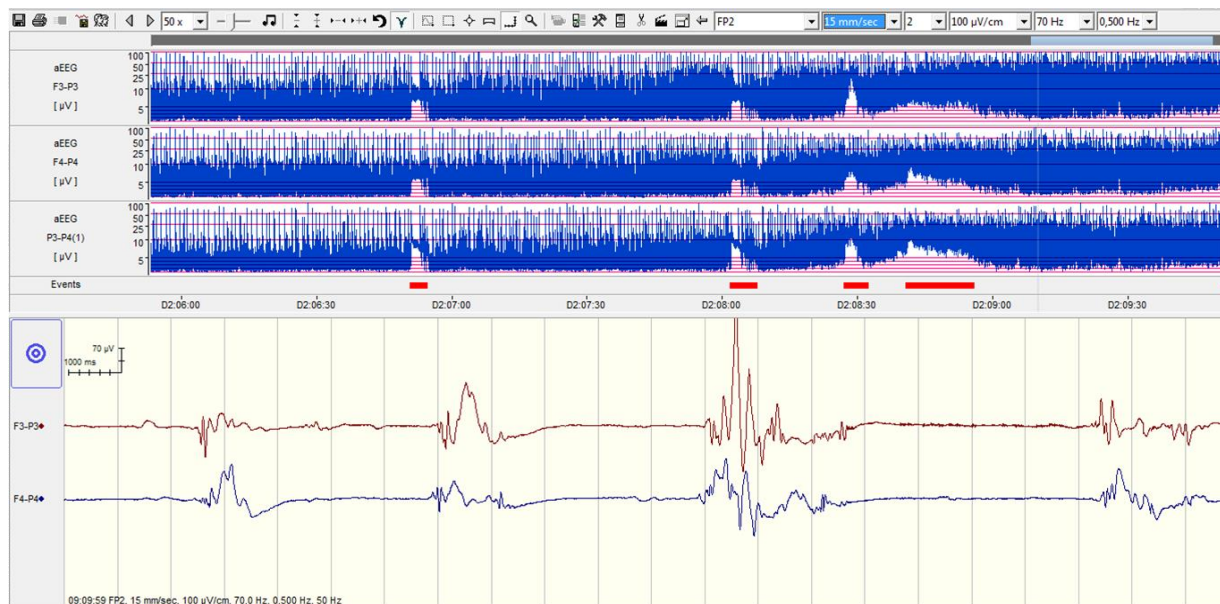
3) *Burst-suppression* (fig 12)

Ett annat diskontinuerligt mönster, förutom de ovan beskrivna normalt förekommande, är *burst-suppression*. *Burst-suppression* är patologiskt och ett uttryck för en mycket kraftig, permanent eller övergående, funktionsstörning. Det skiljer sig från *tracé alternant* och från *tracé discontinu* genom att:

- 1) Mönstret är stereotypt utan variabilitet
- 2) IBI har lägre amplitud, <5 μ V

Dessutom är mönstret icke-reaktivt, dvs det förändras inte vid yttre stimuli och burstarna saknar för åldern karakteristiska vågformationer. Detta behöver dock värderas med flera EEG-kanaler och med stimuleringar. Ju längre IBI och ju lägre burstamplituder desto kraftigare funktionsnedsättning föreligger.

I aEEG ses *burst-suppression* som ett band med en stel minimivå, vid eller närmare sig 0 μV . I aEEG finns dock en risk för att en gravt diskontinuerlig aktivitet (som inte uppfyller EEG-kriterierna för *burst-suppression*) kan misstolkas som *burst-suppression*. Denna risk är större ju yngre barnet är. Omvänt kan *burst-suppression* misstolkas som *tracé discontinu* eller som kontinuerlig aktivitet i aEEG om artefakter höjer upp baslinjen. Vi rekommenderar att termen *burst-suppression* används med stor försiktighet för barn yngre än 36 veckor och då endast då den strikta EEG-definitionen är uppfylld.



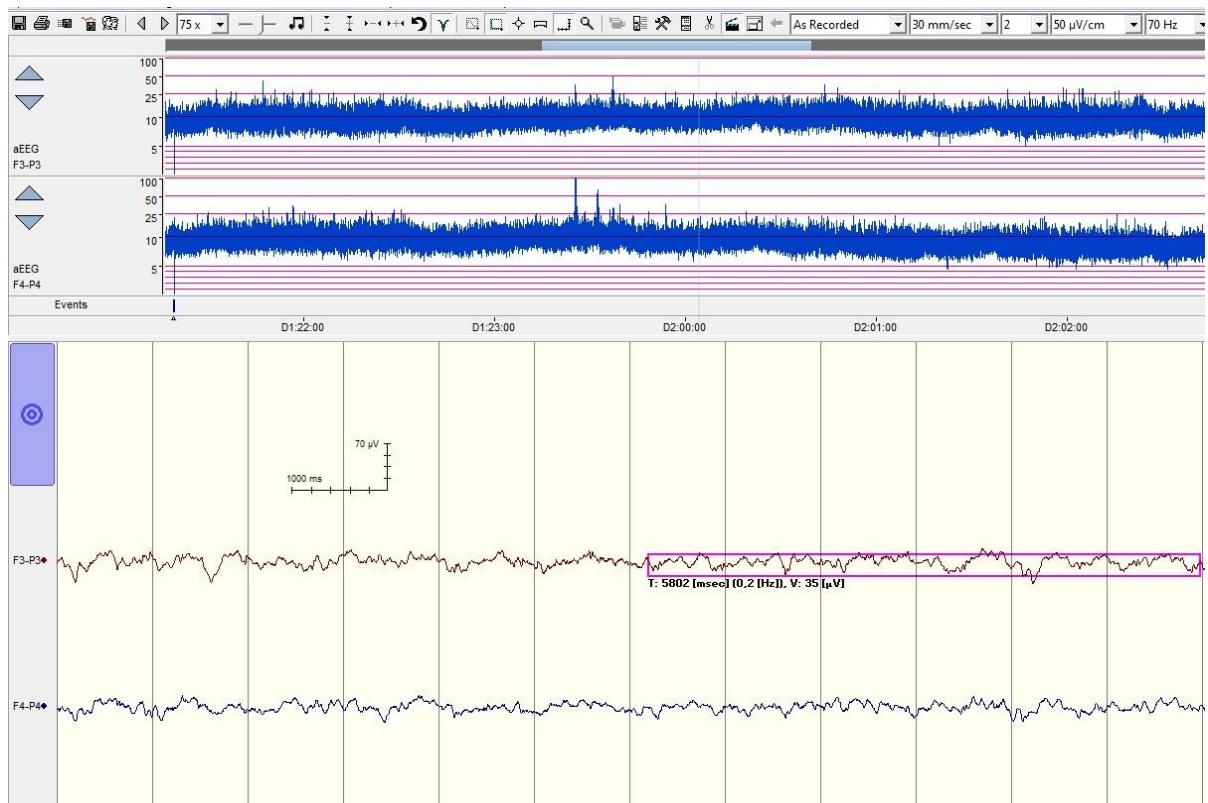
Figur 12. *Burst-suppression* (de kortare höjningarna i aEEG representerar anfallsaktivitet)

Beskrivning av kontinuerliga avsnitt

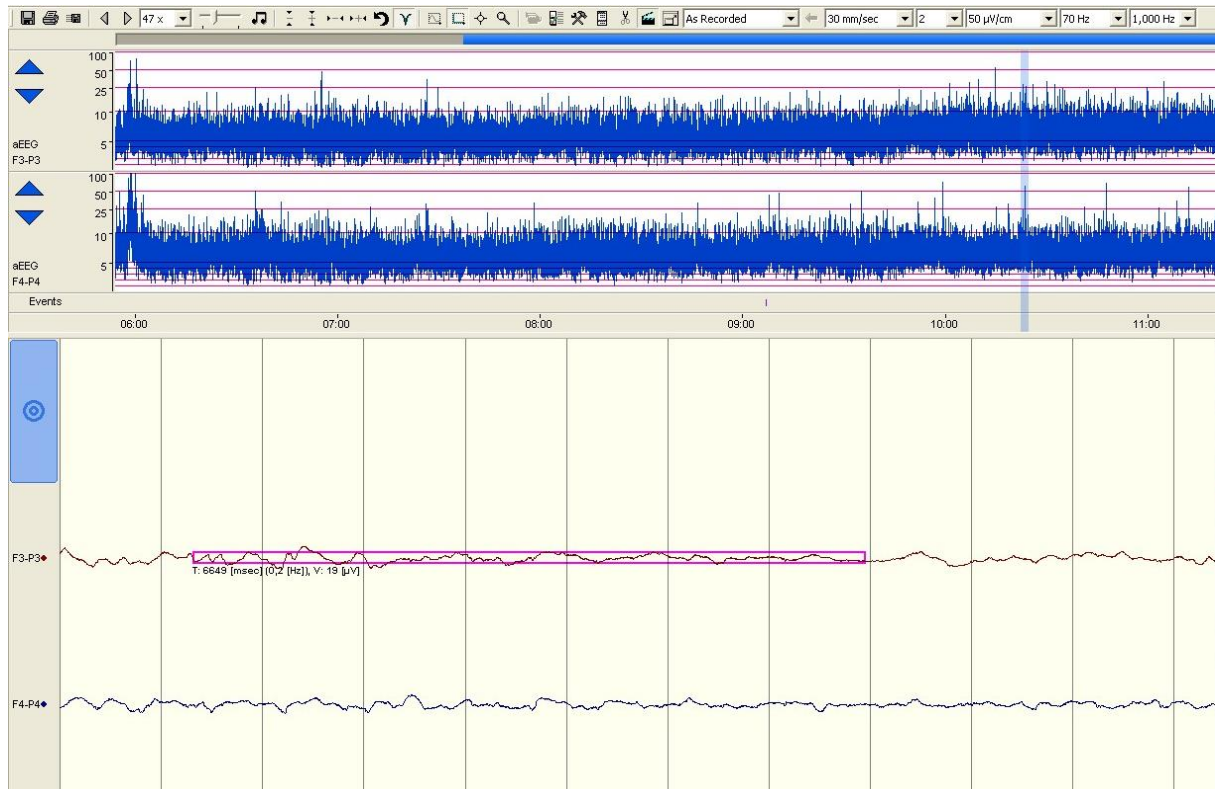
EEG aktiviteten bedöms som kontinuerlig när den elektriska aktiviteten inte fluktuerar periodiskt i amplitud.

EEG-bilden delas in i 3 grupper baserat på medelamplituden (Tsuchida et al 2013):

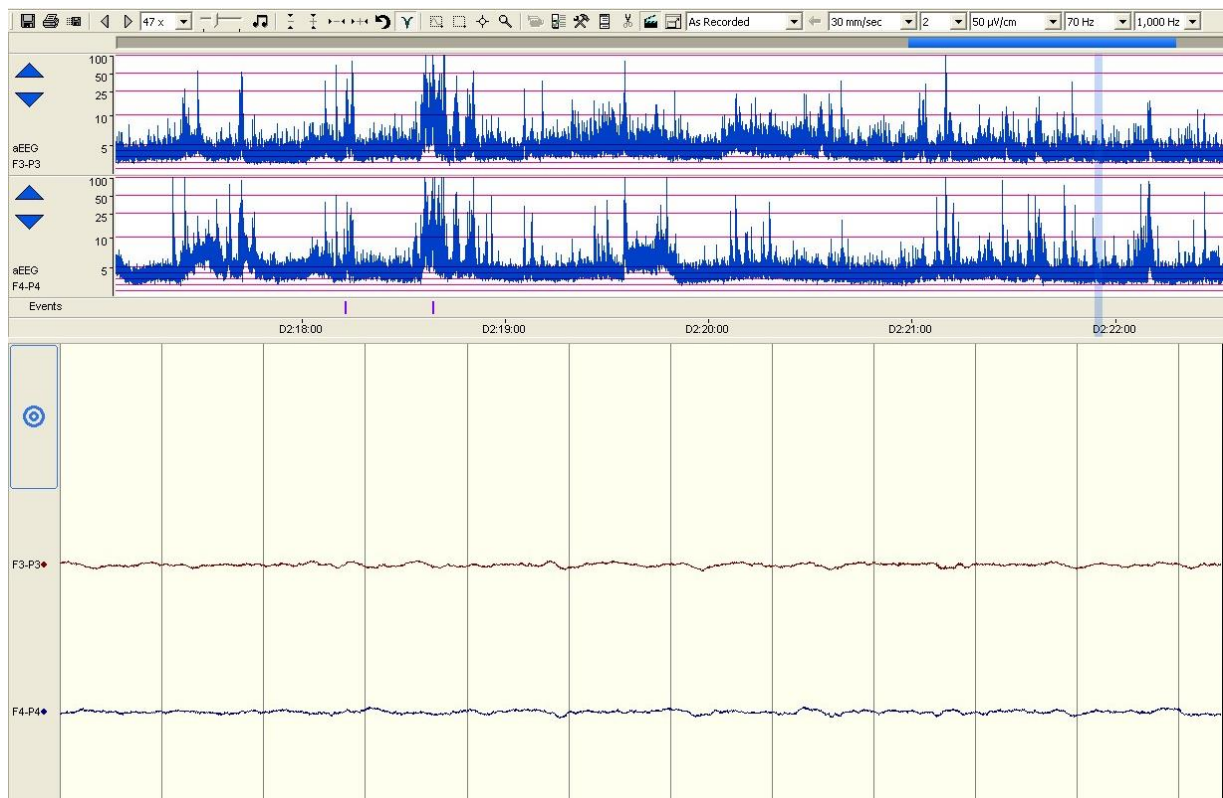
- 1) *Normal kontinuerlig bakgrund* (pp $>25\mu\text{V}$) (fig 13)
- 2) *Kontinuerlig bakgrund med något låg amplitud (borderline)* (pp $10\text{--}25\mu\text{V}$) (fig 14)
- 3) *Lågvoltig suppresserad bakgrund* (pp $<10\mu\text{V}$) (fig 15)



Figur 13. Normal kontinuerlig bakgrund (pp >25µV)
På monitorn visas EEG 50µV/cm och uppmätt amplitud är ca 35µV (här förminskad bild).



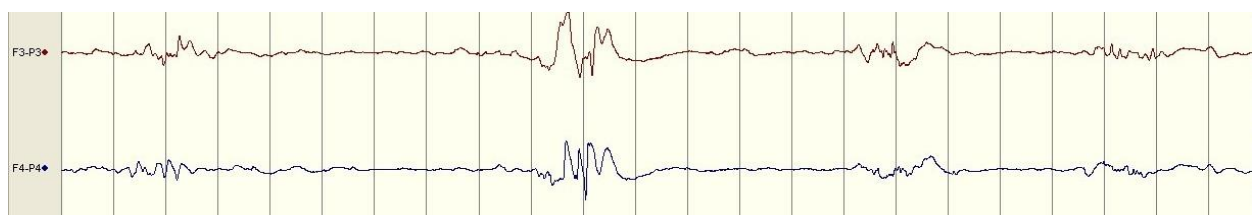
Figur 14. Kontinuerlig bakgrund med något låg amplitud (borderline) (10-25µV)
På monitorn visas EEG 50µV/cm och uppmätt amplitud är ca 19µV (här förminskad bild).



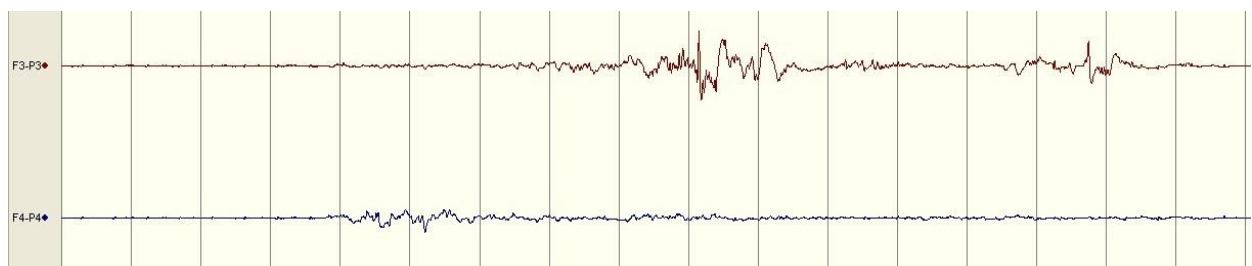
Figur 15. Lågvoltig supprimerad bakgrund (pp <10 μ V) (EEG 50 μ V/cm)
På monitorn visas EEG 50 μ V/cm och uppmätt amplitud är ca 2 μ V (här förminskad bild).

Asynkroni

I två-eller flerkanaligt EEG finns möjlighet att uppskatta burstasynkroni mellan hemisfärerna. Burstarna är ofta synkrona fram till v 28, därefter blir de mer asynkrona. Från v 31 minskar sen asynkronin mellan hemisfärerna, för att vara helt borta vid fullgången tid (André et al 2010). Med asynkroni menas ofta en temporal förskjutning på mer än 1,5-2 sekunder av burstar med liknande form (André et al 2010). Vid rapportering av asynkroni kan man uppskatta hur stor procentuell andel av burstarna som detta gäller.



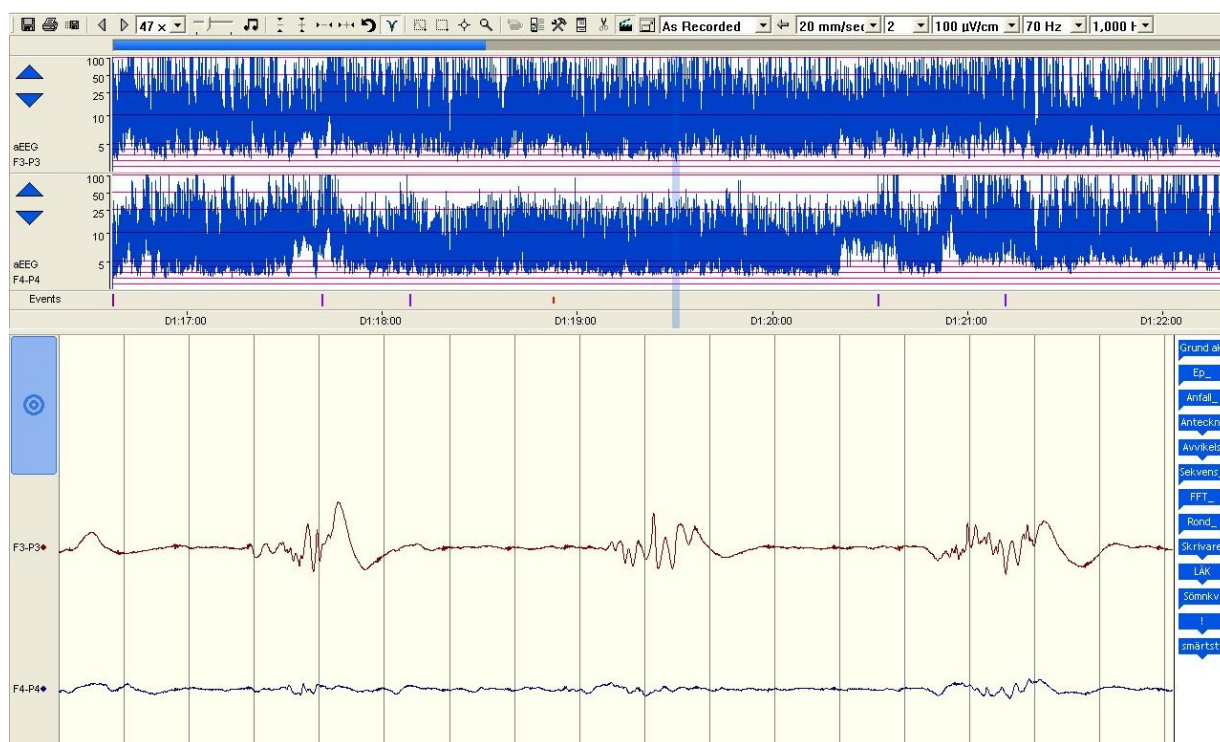
Figur 16. Synkroni mellan burstar



Figur 17. Asynkroni mellan burstar

Asymmetri

Sidoskillnader avseende amplituden (>50%) i EEG och/eller grad av kontinuitet noteras men bör tolkas med försiktighet och bör föranleda kompletterande utredning med konventionellt EEG.



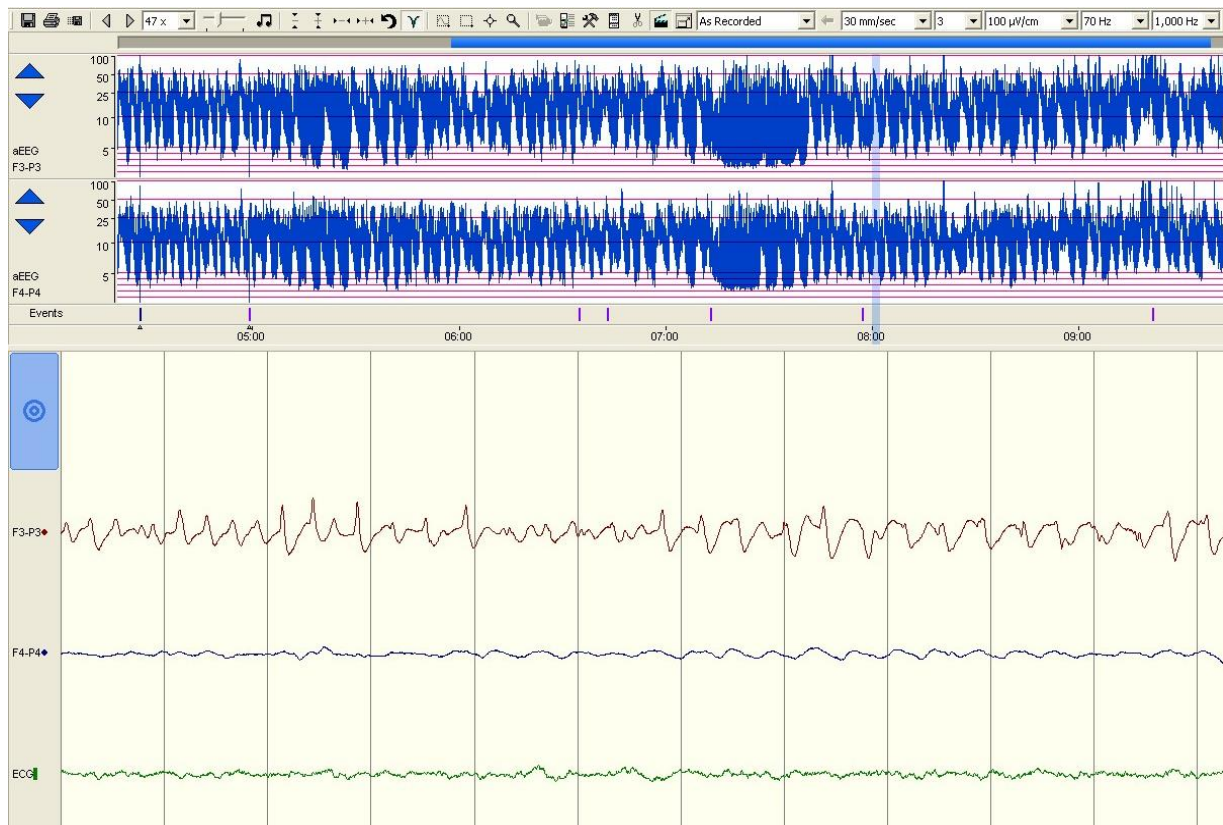
Figur 18. Asymmetri med lägre amplitud för burstar på höger sida pga blödning i höger hemisfär

Anfallsförekomst

Anfallsmisstänkta episoder i aEEG-kurvan identifieras i steg 1. Dessa episoder och noteringar om kliniskt misstänkt anfall bedöms vidare i EEG-kanalerna. Anfallsaktivitet definieras som ett mönster i EEG med plötsligt uppträdande abnorm EEG-aktivitet, karakteriserat av repetitivt och utvecklande mönster under minst 10 sekunder, som inte kan förklaras av en artefakt. Med utvecklande mönster menas ett entydigt förlopp avseende frekvens, amplitud, morfologi eller lokalisation. För att två anfallsepisoder ska klassificeras som två separata anfall, ska det föreligga ett fritt intervall på minst 10 sekunder (Tsuchida et al 2013).

I rapporten bör ett mått på anfallsbördan anges. Det kan göras på flera sätt t ex i form av beskrivning av anfallsfrekvens och duration eller som andelen av tiden som består av anfall i procent. Det bör också anges om det framkommer en dominerande sida för anfällen, eller om anfällen ter sig diffusa (bilaterala) eller migrerande/sidoskiftande.

Kontinuerliga periodiska komplex kan upptäckas vid analys av EEG, men missas i aEEG. Detta mönster är dock mycket ovanligt hos spädbarn och definieras som periodiska eller rytmiska epileptiforma komplex (Hirsch et al 2013, Tsuchida 2013).



Figur 19. aEEG visar täta anfall på både höger och vänster sida under mer än 5 timmar. EEG (här 11 sekunder) bekräftar vänstersidigt anfall.

Steg 3: Tolkning

Vid tolkningen vägs kliniska data ihop med all information från undersökningen. aEEG och EEG fynden relateras till gestationsålder summerat med postnatal ålder. Hänsyn tas också till sederingsgrad och andra mediciner.

I remissvaret bör följande information vara med:

- Gestationsålder och postnatal ålder
- Elektrodmontage, registreringsintervall
- Bakgrundsmönster
 - aEEG: Grad av kontinuitet/diskontinuitet, förekomst av sömnvakenhetsvariabilitet, förändring över tid
 - EEG: Grad av kontinuitet/diskontinuitet, amplitud, IBI, ev asynkroni och asymmetri
- Anfall
 - aEEG: fördelning över tid av misstänkta anfall, anfallsbörda
 - EEG: anfallstyp (bilateral, migrerande), korrelation till kliniska noteringar
- Grad av patologi i förhållande till ålder
- Ev förslag om konventionellt EEG

För att EEG-monitorering av nyfödda ska fungera optimalt, krävs nära samarbete mellan neonatolog, avdelningspersonal, neurofysiolog-BMA och neurofysiolog. Neonatologen beslutar om uppstart av övervakning med aEEG/EEG. Avdelningspersonalen på neonatologavdelningen kopplar upp och startar monitoreringen samt kontrollerar regelbundet signalkvaliteten visuellt och med impedansmätning samt gör noteringar i registreringen. Samarbetet underlättas av ett väl fungerade nätverk med tillgång till gemensam server där registreringarna lagras. Neonatologen preliminärbedömer aEEG på klinisk indikation och bedömningen dokumenteras i journalen. Neurofysiologen tolkar undersökningen efter remiss. Tolkningsintervallen får bedömas från fall till fall, men minst en daglig neurofysiologisk tolkning rekommenderas.

Med färre EEG-kanaler försvinner möjligheten att bedöma detaljer i EEG till förmån för en överblick med möjlighet att fånga upp långtidsförändringar. Man bör därför alltid komplettera utredningen med åtminstone ett konventionellt EEG. Tidpunkt för detta samt registreringens längd bedöms utifrån den ursprungliga indikationen och frågeställningen för monitoreringen.

Referenser

Al Nageeb N, Edwards AD, Cowan FM, Azzopardi D. Assessment of neonatal encephalopathy by amplitude-integrated electroencephalography. *Pediatrics* 1999;103:1263 - 71.

André M, Lamblin M-D, d'Allest A.M, Curzi-Dascalova L, Moussalli-Salefranque F, Nguyen The Tich S, Vecchierini-Blineau M.-F, Wallois F, Walls-Esquivel E, Plouin P. Electroencephalography in premature and full-term infants. Developmental feature and glossary. *Neurophysiologie Clin* 2010;40:59-124.

Bjerre I, Hellström-Westas L, Rosén I, Svenningsen NW. Monitoring of cerebral function after severe birth asphyxia in infancy. *Arch Dis Child* 1983;58:997-1002.

Burdjalov V. F, Baumgart S, Spitzer A. R. Cerebral Function Monitoring: A new scoring system for the evaluation of brain maturation in neonates. *Pediatrics* 2003;Vol.112 No.4; Oct:855-861.

Hallberg B, Grossmann K, Bartocci M, Blennow M. The prognostic value of early aEEG in asphyxiated infants undergoing systemic hypothermia treatment *Acta Paediatr* 2010;99 (4): 531-536.

Hellström-Westas L, de Vries L, Rosén I. Atlas of amplitude-integrated EEGs in the newborn sec ed. 2008 Informa UK Ltd.

Hellström-Westas L, Rosén I, Svenningsen NW. Cerebral function monitoring during the first week of life in extremely small low birthweight (ESLBW) infants. *Neuropediatrics* 1991;22:27-32.

Hellström-Westas L, Rosén I, Svenningsen NW. Predictive value of early continuous amplitude integrated EEG recordings on outcome after severe birth asphyxia in full term infants. *Arch Dis Child* 1995;72:F34-8.

Hellström-Westas L, Rosén I, de Vries L, Greisen G: Amplitude-integrated EEG Classification and Interpretation in Preterm and Term Infants. *NeoReviews*, 2006.

Hirsch L.j, La Roche M, Gaspard N, Gerard E, Svoronos A, Herman T, Mani R, Arif H, Jette N, Minazad Y, Kerrigan F, Vespa P, Hantus S, Claassen J, Young G.B, So E, Kaplan P.W, Nuwer M.R, Fountain N.B, Drislane F.W: American Clinical Neurophysiology Society's Standardized Critical Care EEG Terminology: 2012 version. *J Clin Neurophysiology* 2013;30:1-27.

Maynard D, Prior PF, Scott DF. Device for continuous monitoring of cerebral activity in resuscitated patients. *BMJ* 1969;4:545-6.

Rosén I: The Physiological Basis for Continuous Electroencephalogram Monitoring the Neonate. *Clin Perinatol* 2006;33:593-611.

Shah DK, Mackay MT, Lavery S, Watson S, Harvey AS, Zempel J, Mathur A, Inder TE. Accuracy of bedside electroencephalographic monitoring in comparison with simultaneous

continuous conventional electroencephalography for seizure detection in term infants. *Pediatrics* 2008 Jun;121(6):1146-54.

Spitzmiller RE, Phillips T, Meizen-Derr J, Hoath SB Amplitude-integrated EEG is useful in predicting neurodevelopmental outcome in full-term infants with hypoxic-ischemic encephalopathy: a meta-analysis. *J Child Neurol* 2007;22:1069-78.

Thoresen M, Hellström-Westas L, Xun Liu, de Vries LS Effect of hypothermia on amplitude-integrated electroencephalogram in infants with asphyxia *Pediatrics* 2010;126:e131-e139.

Thornberg E, Thiringer K. Normal patterns of cerebral function monitor traces in term and preterm neonates. *Acta Paediatr Scand* 1990;79:20-25.

Toet MC, Hellström-Westas L, Groenendaal F, Eken P, de Vries LS Amplitude integrated EEG at 3 and 6 hours after birth in fullterm neonates with hypoxic ischemic encephalopathy *Arch Dis Child* 1999;81: F19-23.

Tsuchida T, Wusthoff C, Shellhaas R, Abend N, Hahn C, Sullivan J, Nguyen S, Weinstein S, Scher M, Riviello J, Clancy R: American Clinical Neurophysiology Society standardized EEG 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.

Viniker DA, Maynard DE, Scott DF. Cerebral function monitor studies in neonates. *Clin Electroencephalogr* 1984;15:185-192.

Appendix 1. Maximum-interburstintervall vid olika åldrar (André et al 2010)
(PMA postmenstrual age = gestationsålder + postnatal ålder)

PMA (weeks)	Study	Year	PMA (weeks)	Postnatal age (days)	N	Maximum IBI (s)
24 to 26	Victor	2005	24–26	3	14	13 ^c
	Victor	2005	24–26	4	8	12 ^c
	Castro Conde	2005	< 27		5	51.8 [*]
	Vecchierini	2003	25–26		9	< 60
	Hayakawa	2001	25–26		6	76
	Selton	2000	26		4	46.4
	Benda	1989	25–26		4	38
	Hahn	1989	26–27		5	14 to 19 ^{**}
27 to 29	Victor	2005	27–28	3	11	13 ^c
	Victor	2005	27–28	4	13	11 ^c
	Castro Conde	2005	27–28		?	25.4 ^a to 30.6 ^b [*]
	Castro Conde	2005	29–30		?	12.5 ^a to 30.3 ^b [*]
	Selton	2000	27		9	36
	Selton	2000	28		4	26.6
	Biagioni	1994	27–28		7	30.7 ± 13.7
	Benda	1989	27–29		28	57
30 to 31	Hahn	1989	28–29		15	15 to 21 ^{**}
	Victor	2005	29–30	3	2	9 ^c
	Victor	2005	29–30	4	3	13 ^c
	Castro Conde	2005	31–32		?	7.9 ^a to 18.7 ^b [*]
	Biagioni	1994	29–30		10	30 ± 21
	Hahn	1989	30–31		13	11 to 16 ^{**}
≥ 32	Benda	1989	30–31		12	18
	Castro Conde	2005	33–34		?	4.6 ^a to 9.8 ^b [*]
	Benda	1989	32–35		10	10
	Hahn	1989	32–33		21	7 to 9 ^{**}

^{*} Mean of maximum duration.

^{**} According to criteria for measuring IBI.

^a For CA of infants born at a lower GA.

^b For GA.

^c 90th centile of IBI durations; N: number of newborns.