

# **Anestesian syvyyden mittaus aivosähkökäyrän eli EEG:n avulla**

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia  
Tietotekniikan laitos, Teknillinen tiedekunta  
Kandidaatintutkielma

Laatija:  
Lauri Suominen

Marraskuu 2024

**Kandidaatintutkielma**  
**Tietotekniikan laitos, Teknillinen tiedekunta**  
**Turun yliopisto**

**Tutkinto-ohjelma:** Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia

**Tekijä:** Lauri Suominen

**Otsikko:** Anestesian syvyyden mittaus aivosähkökäyrän eli EEG:n avulla

**Sivumäärä:** 28 sivua

**Päivämäärä:** Marraskuu 2024

Aivosähkökäyrän eli EEG:n eri mittausparametreillä on mahdollista tarkkailla anestesian syvyyttä. Anestesian syvyyden arviointi tarjoaa mahdollisuuden säätää anestesian tasoa sopivalle tasolle, jotta potilasta ei nukuteta tarpeettoman syvään anestesiaan, joka taas hidastaa toipumista ja lisää lääkekustannuksia. Tällä voidaan myös arvioida anestesian määrän riittävyys ja mahdollisesti vähentää tahatonta hereillä oloa leikkauksen aikana.

Tutkielma on tehty kirjallisuuskatsauksena, jonka tarkoituksena on perehtyä anestesian syvyyden mittauksessa käytettäviin monitorointimenetelmiin, tutustua EEG:n toimintaperiaatteisiin sekä selvittää näiden vaikutusta anestesiaan ja potilaan toipumiseen. Tutkielmassa keskitytään yleisiin käytössä oleviin anestesian syvyyden monitorointi menetelmiin, bispektri-indeksiin (BIS) sekä entropiaan. Tutkielman loppupuolella pyritään kuitenkin pohtimaan ja hankkimaan tietoa myös tulevista innovaatioista ja mahdollisuuksista anestesian syvyyden monitoroinnin saralta.

Tietoa tutkielmaa varten on haettu PubMed-tietokannasta, IEEE Xplore-kirjastosta, Google Scholarista ja Nature-tiedejulkaisuista hakusanoilla ”EEG”, ”anesthesia”, ”monitoring”, ”bispectral index”, ”entropy”, ”EEG device”, ”analog-digital converter”, ”signal filtering”, ”signal processing” ja ”general anesthesia”. Lisäksi tietoa on haettu Duodecimin artikkelihausta, jossa hakusanoina on käytetty ”anestesian syvyys”, ”anestesia”, ”monitorointi” ja ”EEG”.

**Asiasanat:** Aivosähkökäyrä, EEG, anestesia, anestesian syvyys, bispektraalinen-indeksi, BIS, entropia

# **Sisällysluettelo**

<b>1</b>	<b>Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>EEG:n perustoimintaperiaate</b>	<b>3</b>
2.1	EEG:n fysiologinen tausta	4
2.2	EEG elektrodit ja niiden asettelu	7
2.3	Signaalin esikäsittely EEG mittauksessa	9
<b>3</b>	<b>Anestesia ja EEG:n hyödyt</b>	<b>13</b>
3.1	Anestesia	13
3.2	Anesthesiasyvyyden monitorointi	15
3.2.1	Bispektraalinen indeksi (BIS)	16
3.2.2	Entropian mittaaminen	19
3.2.3	Muut monitorointimenetelmät	21
<b>4</b>	<b>Tulevaisuuden näkymät ja innovaatiot</b>	<b>25</b>
<b>5</b>	<b>Yhteenveto</b>	<b>27</b>
	<b>Lähdeluettelo</b>	<b>29</b>

## 1 Johdanto

Anestesian syvyyden arviointi on keskeisessä osassa monissa kirurgisissa toimenpiteissä ja ilman anestesian syvyyden monitorointia osa toimenpiteistä olisi mahdotonta suorittaa. Anestesian syvyyttä on monitoroitu aina anestesiologian alkuvuosista asti. Monitorointi anestesiologian alkuvuosina, kun käytössä olivat ainoastaan eetteri ja kloroformi, perustui ainoastaan potilaan liikevasteen seurantaan. Kuitenkin lihasrelaksanttien käyttöönotto 1940-luvulla lopetti tämän monitorointimenetelmän, sillä täydellisen lihasrelaksaation aikana potilas ei voi liikkua, vaikka olisikin hereillä. Tämän vuoksi potilaan tajuttomuuden tila oli selvitettävä muilla keinoin ja anestesian syvyyttä arvioitiinkin potilaan autonomisen hermoston välittämien heijasteiden, kuten verenpaineen, syketaajuuden, hikoilun ja kyynelehtimisen, avulla. Nämä anestesian kliiniset merkit ovat kuitenkin osoittautuneet niin käytännön työssä kuin monissa tutkimuksissakin epäluotettaviksi mittareiksi, sillä näitä parametreja muuttavat niin potilaan sairaudet, lääkitys kuin myös itse anestesia-aineet. Tämän vuoksi on kehitetty tarkempia mittaamenetelmiä, jotka perustuvat aivosähkökäyrään eli EEG:hen. (1)

EEG:n kohdalla on pitkään ollut käsitys, että spontaanista aikatasossa esitetystä EEG:stä ei voida kehittää käyttökelpoista anestesian syvyyden mittaria, sillä sen perusteella on vaikea tehdä päätelmiä potilaan tajunnantasosta (1). Nykypäivänä tämä ajatus on kuitenkin kumottu, sillä anestesian syvyyden mittaukseen on kehitetty useita EEG pohjaisia monitoreja, jotka ovat osoittaneet kykynsä arvioida luotettavasti potilaan tajunnantasoa. Nykypäivänä käytetyimmät EEG-pohjaiset valvontamenetelmät ovat bispektraali-indeksi (BIS), EEG:n spektraalientropia ja kuuloherätevaste.

EEG-pohjaisten anestesian syvyyttä mittaavien monitorien suurimpana etuna on ei-invasiivisuus sekä sen tuomat suorat säästöt niin käytettyjen anestesia-lääkkeiden määrässä kuin lyhentyneissä toipumisajoissa tai toipumishuoneessa oleskelun kestoissa. Myös tietoisuuteen liittyvät sairastuvuuden riskit vähenevät, joka puolestaan tuo pitkän aikavälin etuja. (2)

Tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena on tarkastella tämänhetkisiä EEG-pohjaisia anestesian syvyyden mittaukseen kehitettyjä monitoreja ja niiden etuja ja tarpeellisuutta. Kirjallisuuskatsauksen alussa tutustutaan EEG:n perustoimintaperiaatteisiin, laitteistoon sekä signaalinkäsittelyyn. EEG:n jälkeen katset suunnataan anestesiaan sekä sen eri osa-alueisiin ja luodaan tätä kautta pohja anestesian syvyyden monitorointiin ja sen eri innovaatioihin. Kirjallisuuskatsauksen lopussa pyritään tuomaan ajatuksia tulevaisuuden näkymistä,

innovaatioista sekä parannuksista tämän osa-alueen saralla. Kirjallisuuskatsaus pyrkii vastaamaan seuraaviin tutkimuskysymyksiin.

**Tutkimuskysymys 1:** Miten EEG:tä hyödynnetään anestesiassa ja mitä hyötyä siitä on?

**Tutkimuskysymys 2:** Miten monitorointiparametrit saadaan näkyviin ja miten niitä voidaan analysoida?

**Tutkimuskysymys 3:** Mitkä ovat tulevaisuuden näkymät anestesian syvyyden mittauksessa EEG:n avulla?

Kirjallisuuskatsauksen aineistohaku suoritettiin PubMed-tietokannasta, IEEE Xplore-kirjastosta, Google Scholarista ja Nature-tiedejulkaisuista hakusanoilla ”EEG”, ”anesthesia”, ”monitoring”, ”bispectral index”, ”entropy”, ”EEG device”, ”analog-digital converter”, ”signal filtering”, ”signal processing” ja ”general anesthesia” ja hyödyntämällä Boolean operaattoreita OR ja AND. Lisäksi aineistoa on haettu suomenkielisistä lähteistä, Duodecimin artikkelihausta, jossa hakusanoina on käytetty ”anestesian syvyys”, ”anestesia”, ”monitorointi” ja ”EEG”. Hakutuloksia suodatettiin pääsääntöisesti vuoteen 2019 tai tätä myöhemmin julkaistuihin artikkeleihin. Hakutuloksia löytyi esimerkiksi PubMed-tietokannasta 373, kun hakulausekkeena oli ”((anesthesia) AND (monitoring)) AND (bispectral index)” ja hakutulokset rajattiin vuoteen 2019 tai tätä uudempiin julkaisuihin. Kuitenkin EEG:n toimintaperiaatteiden, anestesian ja joidenkin monitorointimenetelmien kohdalla päädyttiin myös vuotta 2019 vanhempiin julkaisuihin. Perusteena näille valinnoille oli tiedon muuttumattomuus toimintaperiaatteiden ja yleisen tiedon osalta. Aineistohaussa hyödynnettiin myös review-artikkeleita ja muiden hakusanoilla löydettyjen artikkelien lähteitä. Aineistot valittiin otsikoiden ja abstraktien perusteella sekä pikaisella artikkelin kokonaisuuden katsauksella. Aineistohakua pyrittiin rajamaan yksityiskohtaisesti jokaista kappaletta ja sen aihetta kohden siten, että tuloksena olisi mahdollisimman osuvia aineistoja.

Tutkielman alussa luvussa 2 käsitellään perinteistä EEG:tä ja sen toimintaperiaatetta. Tarkastelussa käydään nopeasti läpi myös erilaisia elektrodeja, niiden etuja ja haasteita, sekä elektrodien asettelua EEG-mittauksessa. Luku 2 loppuu EEG-signaalin esikäsittelyyn, jonka jälkeen luvussa 3 tarkastellaan anestesian eri osa-alueita ja anestesian syvyyden monitorointia eri monitorointilaitteilla. Tutkielman luvussa 4 tarkastellaan tulevaisuuden näkymiä tällä osa-alueella ja pohditaan tulevaisuuden innovaatioita. Tutkielman viimeisessä luvussa vastataan vielä tutkimuskysymyksiin sekä tehdään johtopäätökset ja yhteenveto.

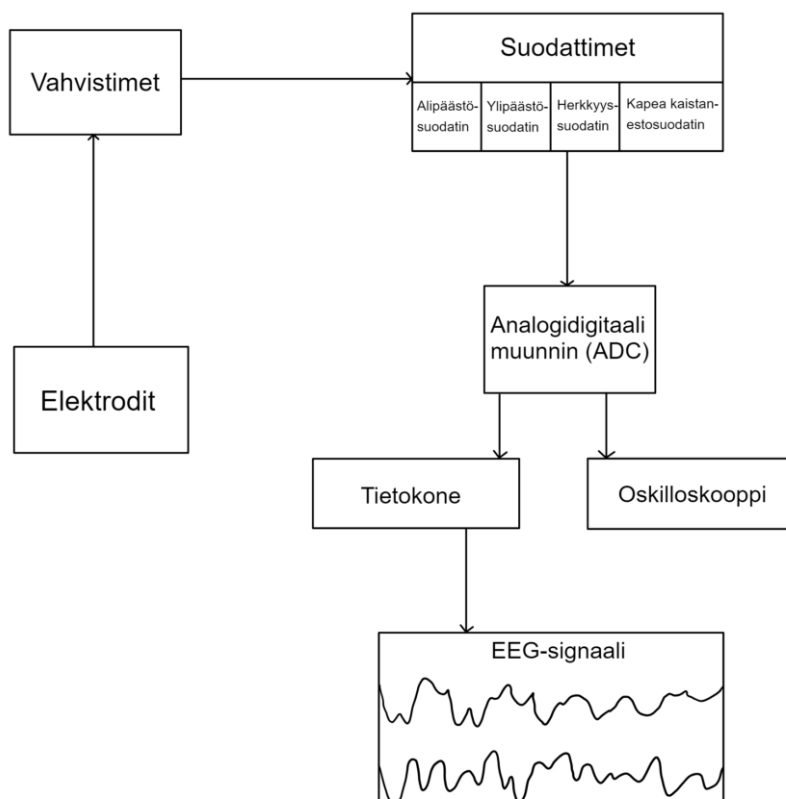
## 2 EEG:n perustoimintaperiaate

Aivosähkökäyrän eli EEG:n avulla voidaan kuvata aivojen sähköistä toimintaa. Mittaus lähtee liikkeelle elektrodien asettelusta joko päänahkaan tai suoraan aivokuoren pinnalle. Elektrodit havaitsevat aivojen tuottamia sähköisiä jännitteitä, joita voidaan mitata vertailemalla kahden eri elektrodin välistä jännite-eroa. Vertailu toteutetaan elektrodiparin avulla differentiaalivahvistuksen periaatteiden mukaisesti, jossa yksi elektrodi mittaa aktiivisesti aivojen toimintaa, ja toinen toimii vertailupisteenä. (3)

Kun elektrodit ovat keränneet biopotentiaalisia signaaleja aivokuoren pinnalta, siirtyvät signaalit seuraavaksi signaalinvahvistimeen. Signaalinvahvistimen tarkoituksena on vahvistaa heikkoja biosignaaleja, jotta niitä voidaan myöhemmin analysoida. Vahvistus on erityisen tärkeää signaalien havaitsemisen kannalta, sillä ilman vahvistusta biosignaalien havaitseminen tai tutkiminen tietokoneen näytöltä tai oskilloskoopilta olisi lähes mahdotonta. (3)

Jotta signaalien analysointi olisi mahdollisimman tarkkaa, kulkevat signaalit seuraavaksi kaistanpäästösuodattimien läpi. Näiden suodattimien tarkoituksena on poistaa signaalista kaikki epäolennaiset taajuudet, jotta analyysissä voitaisiin keskittyä vain olennaisiin signaaleihin. EEG:n kliiniset sovellukset keskittyvät perinteisesti niiden aaltomuotojen analysointiin, jotka ovat taajuusalueella 0,5 Hz – 70 Hz (4). (3)

Viimeisenä ennen signaalien syöttöä tietokoneen ohjausmoduulille, muunnetaan elektrodeista peräisin oleva analoginen signaali sen digitaaliseksi vastineeksi analogia-digitaalimuuntimen eli ADC:n avulla. Tämä muunnos tehdään, jotta signaalinkäsittely olisi tietokoneella sekä helpompaa että nopeampaa. Kun muunnos on tehty, digitaaliset signaalit näytetään joko tietokoneen näytöllä tai oskilloskoopissa, jossa niitä voidaan tarkastella ja analysoida tarkemmin. EEG:n toimintaperiaate on esitetty kaaviokuvana kuvassa 1. (3)



Kuva 1. Kaaviokuva EEG-laitteen toimintaperiaatteesta. Elektroditien avulla poimittu biopotentiali kulkee nuolien osoittamaa reittiä pitkin. (Kuva muokattu lähteestä (5)).

## 2.1 EEG:n fysiologinen tausta

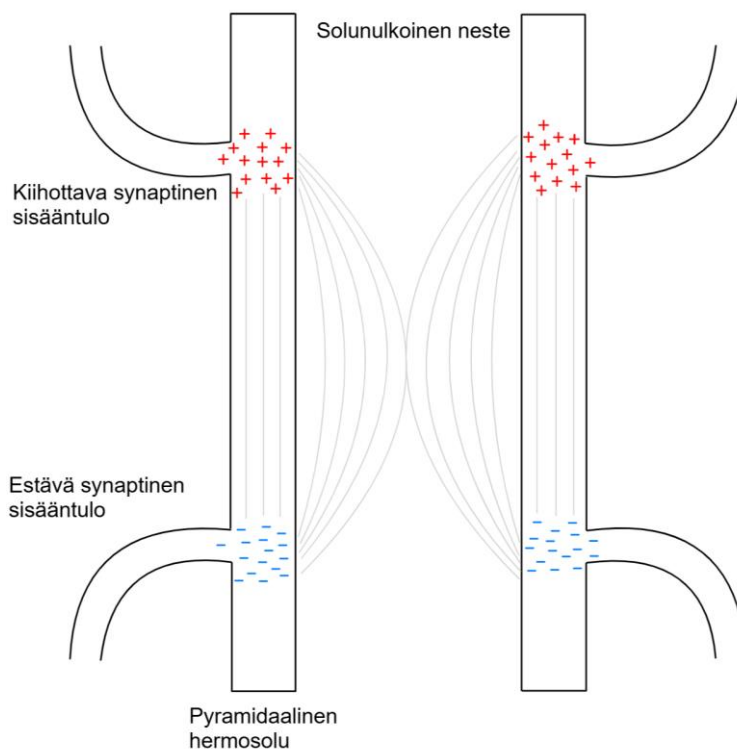
Pyramidaaliset hermosolut (engl. *pyramidal neurons*) ovat avainasemassa EEG-signaalien syntymisessä. Pyramidaaliset hermosolut sijaitsevat aivokuoren eri alueilla sekä aivokuoren alaisissa rakenteissa, kuten hippokampuksessa. Näille on tyypillistä pitkä suora apikaalinen tuojahaarake (engl. *dendrite*), joka ulottuu ylös aivokuoren kerrosten läpi solurungosta suoraan kohti aivopojujen pehmytkalvon pintaa. Tämän anatomisen rakenteen ansiosta pyramidaalisten hermosolujen tuojahaarakkeet ovat suunnilleen samansuuntaisia keskenään. Tämä mahdollistaa siltavirtasilmukoiden muodostumisen postsynaptisten potentiaaliden (PSP) välille, joilla on suuri merkitys toimintapotentiaaliden suuruuteen. (6)

Yleisesti ottaen neuronien sähköinen aktiivisuus voidaan jakaa kahteen päätyyppiin, jotka ovat regeneratiiviset toimintapotentiaalit (AP) ja jo aikaisemmin mainitut postsynaptiset potentiaalit (PSP). Hermosoluissa toimintapotentiaali syntyy, kun neuronin kalvopotentiaali ylittää tietyn kynnsarvon. Tästä syntyneitä toimintapotentiaaleja kutsutaan regeneratiivisiksi toimintapotentiaaleiksi (AP). Kalvopotentiaaliden ylittymisen jälkeen sähköinen hermoimpulssi lähtee kulkemaan hermosolun viejähaarake (engl. *axon*) pitkin lähes ilman amplitudin

pienentymistä seuraavaan hermosoluun, kohde-elimeen tai kudokseen. Hermoimpulssien toiminnasta ja säätelystä vastaavat pääasiassa natrium- ja kaliumpumput sekä jänniteherkät ionikanavat, jotka säätelevät natriumin ja kaliumin virtausta solun sisään ja ulos. Jotta liikkeemme ja aistimme olisivat riittävän nopeat, on hermoimpulssien kuljettava mahdollisimman nopeasti hermosoluja pitkin. Toimintapotentiaalit ovatkin kestoltaan vain noin 2 millisekuntia. (6), (7)

Postsynaptiset potentiaalit (PSP) syntyvät nimensä mukaisesti hermosolujen synapsien jälkeisellä alueella, johon viejähaaraketta pitkin tullut hermoimpulssi lopulta päätyy. Synapsista voidaan erottaa karkeasti ajateltuna kolme aluetta: presynaptinen alue, synapsirako sekä postsynaptinen alue. Hermoimpulssi saapuu synapsiin presynaptisen alueen kautta, josta vapautetaan välittäjäaineita synapsirakoon toimintapotentiaalinvaihtelusta. Välittäjäaineet kulkevat synapsiraon poikki postsynaptiselle alueelle, jossa ne sitoutuvat postsynaptisen neuronin solukalvolla oleviin reseptoreihin. Tämä saa aikaan muutoksia postsynaptisen neuronin ionikanaviin, mikä muuttaa solukalvon ionikonsentraatiota ja täten sen kalvopotentiaalia. Postsynaptisen potentiaalinvaihtelun suuruus onkin verrannollinen agonistiin sitoutuneiden postsynaptisten reseptorien lukumäärään. Postsynaptiset potentiaalit eivät kuitenkaan aina suoraan synnytä toimintapotentiaalia postsynaptisessa neuronissa, sillä PSP:t voivat olla joko kiihottavia (engl. *excitatory*) tai estäviä (engl. *inhibitory*) sen mukaan, lisäävätkö vai vähentävätkö ne postsynaptisen solun toimintapotentiaalinvaihtelua. (6), (7)

Syy sille, miksi voidaan ylipäätään mitata aivojen sähköistä toimintaa ovat nimenomaan postsynaptiset potentiaalit (PSP) ja erityisesti hitaasti muuttuvat PSP-virrat, jotka alkavat kulkemaan niin solukalvon sisä- kuin ulkopuolella. Yksittäisen hermosolun muodostamaa PSP:tä ei voida kuitenkaan havaita aivokuoren pinnalta. Onneksi pyramidaaliset hermosolut ovat kuitenkin ratkaisseet tämän ongelman anatomisen rakenteensa avulla. Kuten tämän kappaleen alussa todettiin, pyramidaalisten hermosolujen apikaaliset tuojahaaraketat asettuvat suunnilleen samansuuntaisesti keskenään ja voivat näin muodostaa virtasiltasilmukoita PSP-virtojen välille. Tämä aikaansaa signaalinvahvistumisen, kun signaalit summautuvat tuhansista samanaikaisesti tapahtuvista postsynaptisista potentiaaleista. Tätä on kuvattu kuvassa 2. (6)



Kuva 2. Kuva pyramidaalisten hermosolujen välisistä virtasilmukoista, jossa PSP-virrat kulkevat solukalvon sisä- ja ulkopuolella. Solukalvon ulkopuolella kulkevat virtasilmukat summautuvat solunulkoisessa nesteessä luoden jännitteen, joka voidaan havaita elektrodeilla päänahan pinnalta. (Kuva muokattu lähteestä (8)).

Koska hermoimpulssien amplitudit ovat kuitenkin suhteellisen matalia, noin 100 mV, on näiden havaitseminen suhteellisen hankalaa päänahan pinnalta. Lisäksi mittaamista hankaloittaa se, että mitattavan signaalin on kuljettava aivoselkäydinnesteen (CSF) sekä kallon ja päänahan läpi ennen kuin se päätyy elektrodille. Koska aivoselkäydinneste ja päänahka ovat melko johtavia luiseen kalloon verrattuna, havaitsee elektrodi potentiaalin muutoksia laajalta alueelta. Toisin sanoen elektrodi ei mittaa signaalia vain sen alla olevalta alueelta, vaan elektrodille päätyneet signaalit voivat tulla huomattavasti tätä aluetta kauempaa. (6)

Kun miljoonat hermosolut pitkin aivoja muodostavat ja vastaanottavat erilaisia signaaleja, syntyy aivoihin sähkökenttä, jonka muutoksia voimme havaita EEG:n avulla. EEG:lle tyypilliset signaalin voimakkuuden muutokset ja epäsymmetriset aaltomuodot ovat peräisin PSP-virtojen syntymisestä ja heikkenemisestä. Syy sille, miksi normaalilla EEG:llä on satunnainen signaali, signaali, jossa ei ole toistuvia kuvioita kuten EKG:ssä, ja jonka tulkitseminen on hankalaa, johtuu pääasiassa signaalien summautumisesta ja siitä, että tätä ei voida enää hajottaa komponenttisihaaleiksi. Signaalien summautuminen on kuitenkin myös EEG-mittauksen kannalta edullista, sillä summasignaalin potentiaali on yksittäistä komponenttisihaaleia suurempi. (6), (8)

Summautuminen siis aiheuttaa niin ongelmia kuin etuja EEG-mittauksen kannalta. Vaikka summautuminen tekee EEG:n tulkitsemisesta haastavaa, on tästä saatu korvaamaton työkalu aivojen toiminnan seuraamiseen vuosikymmenien empiiristen havaintojen avulla, jotka perustuvat EEG:stä johdettuihin tilastoihin. Näiden havaintojen ja päätelmien perusteella onkin nykyään mahdollista mitata kvantitatiivisesti, tosin epäsuorasti, joitakin EEG:n ominaisuuksia. Näihin menetelmiin ja havaintoihin perustuu myös tämän tutkielman aihe anestesian syvyyden mittauksesta EEG:n avulla. (6)

## 2.2 EEG elektrodit ja niiden asettelu

Aivojen sähköinen potentiaali saadaan mitattua elektrodien avulla, joita on pääasiassa kahta eri tyyppiä: märkä- ja kuivaelektrodit. Perinteiset Ag/AgCl-märkäelektrodit ovat laajasti käytössä erilaisissa biopotentiaalimittauksissa, kuten EEG- ja EKG-mittauksissa, niiden yksinkertaisen rakenteen, hyvän suorituskyvyn ja edullisen hinnan ansiosta. Märkäelektrodeissa käytetään geeliä, jonka tarkoituksena on parantaa kontaktia ihon ja elektrodin välillä, mikä takaa luotettavan signaalin sekä parantaa signaalin johtumista. Märkäelektrodeja käytettäessä iho tulee puhdistaa ja mahdollisesti karvoja tulee poistaa elektrodin asettamiskohdasta, jotta voidaan varmistaa elektrodin kunnollinen kiinnittyminen ihoon. Kuitenkin perinteinen EEG-mittaus toteutetaan joustavan elektrodimyssyn avulla ja geeliä lisätään myssyn elektrodieihin. Kuivaelektrodit sen sijaan eivät vaadi johtavaa geeliä tai ihon erityistä valmistelua, mikä tekee niistä helppokäyttöisempiä. Kuivaelektrodien tekniset haasteet, kuten korkea impedanssi, kuitenkin heikentävät merkittävästi signaalin laatua. (9)

Märkäelektrodeissa käytettävä hydrogeelikalvo mahdollistaa hyvän kontaktin ihon kanssa ja pitää elektrodin toimintakykyisenä koko mittauksen ajan. Märkäelektrodien yhtenä ongelmana on kuitenkin geelin kuivuminen, mikä heikentää signaalin laatua ajan myötä. Tämä tekee märkäelektrodeista hieman kuivaelektrodeja heikompia pitkäkestoisiin mittauksiin. Kuivaelektrodeissa tätä ongelmaa ei ole geelin puuttumisen vuoksi, mutta nämä taistelevat sen sijaan bioyhteensopivuuden, joustavuuden ja impedanssiominaisuuksien kanssa. (9)

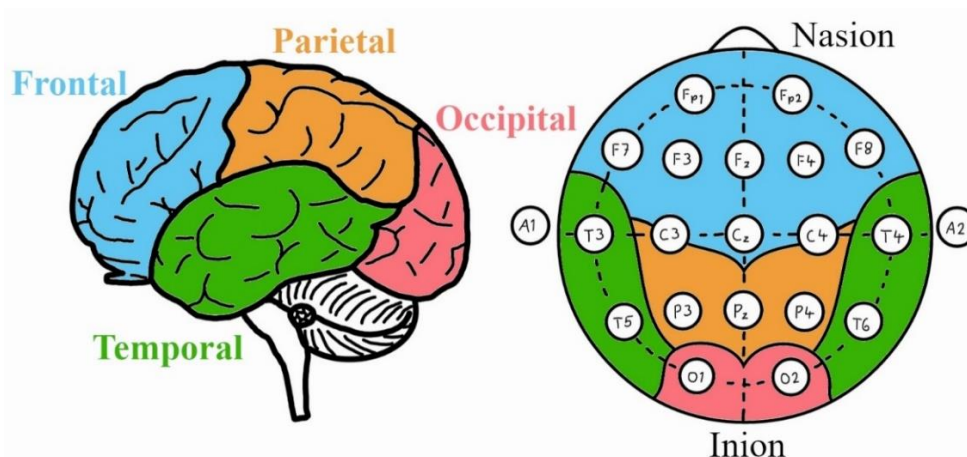
Kuivaelektrodit antavat laajan valikoiman erilaisia vaihtoehtoja, sillä kuivaelektrodeja on niin kullalla päällystettyjä neulaelektrodeja, kuivapolymeerivaahtoelektrodeja, joustavia johtavia polymeerielektrodeja sekä jopa tekstiilipohjaisia kuivaelektrodeja. Nämä ovat kuitenkin edelleen kehityksen kohteena eikä aina vastaa märkäelektrodien suorituskykyä. Märkäelektrodien valikoima sen sijaan on melko niukka, sillä käytännössä ainoa käytössä oleva märkäelektrodi on Ag/AgCl-elektrodi. (9)

Sen lisäksi, että elektrodit voidaan jakaa kuiva- ja märkäelektrodeihin, voidaan ne jakaa aktiivisiin ja passiivisiin elektrodeihin. Märkäelektrodit luottavat perinteisesti passiiviseen mittaukseen, jossa ei tarvita signaalin vahvistamista elektrodin vieressä. Sen sijaan kuivaelektrodeissa voidaan hyödyntää aktiivisia piirejä, jotka vahvistavat signaalia ja parantavat näin kuivaelektronien herkkyyttä, erityisesti korkeaimpedanssisten sähkömagneettisten häiriöiden suhteen. On kuitenkin hyvä muistaa, että aktiivisia elektrodeja käytettäessä johtojen määrä kasvaa yhdellä, sillä biosähköisessä vahvistimessa on kolmas tulo vertailuelektrodille. (9)

**Elektrodien asettelu:** Aivokuoren sähköinen aktiivisuus vaihtelee aivojen eri alueilla, jonka vuoksi EEG-mittauksissa on yleensä hyödyllistä mitata aktiivisuutta useista eri kohdista päänahan alueelta. Diagnostisessa neurologiassa on kehitetty useita erilaisia järjestelmiä elektrodien sijoittelua varten, joista edelleen yleisimmin käytetty menetelmä on International 10–20-järjestelmä. Tähän järjestelmään perustuvat esimerkiksi sairaaloissa tehtävät EEG-tutkimukset, joissa käytetään elektrodimyssyä. Nykyään on kuitenkin mahdollista käyttää myös 10–10- ja 10–5-järjestelmiä, jotka ovat entistä tarkempia, mutta vaati entistä enemmän elektrodeja. Nämä järjestelmät ovat kuitenkin pohjimmiltaan 10–20-järjestelmiä ja voidaankin sanoa, että ne ovat 10–20-järjestelmän laajennuksia. (6), (10)

10–20-järjestelmä perustuu aivokuoren eri alueisiin. Näistä alueista tärkeimmät ovat frontaalisen sauman etummaisoin osa (nasion), takaraivoluuun ulkonema (ionion) sekä vasen ja oikea kuuloväylä. Näiden lisäksi elektrodeja on aseteltu keskiotsalohkojen ja keskipääläenlohkojen päälle. Lopputuloksena on eri kokoisia elektrodikehiä, jotka kattavat koko päänahan alueen. (6)

10–20-järjestelmässä elektrodit on merkitty kirjain- ja numeroyhdistelmien avulla, jotta elektrodit saadaan päänahalla aina samoille paikoille. Järjestelmässä kirjaimella ilmaistaan aivojen aluetta, C (keskus), F (otsalohko), P (päälaki), T (ohimolohko) sekä O (takaraivo), parillisilla numeroilla elektrodeja, jotka ovat pään oikealla puolella, ja parittomilla numeroilla pään vasemmalla puolella olevia elektrodeja. Elektrodit, jotka on asetettu pään keskiviivalle, on merkitty Z-kirjaimella ja esimerkiksi keskelle päätä asetettu elektrodi on merkitty ”Cz”. Aivokuoren eri alueet ja 10–20-järjestelmän mukaista elektrodien asettelua on havainnollistettu kuvassa 3. (6), (10)



Kuva 3. Kuva elektrodien asettelusta International 10–20-järjestelmän mukaisesti. Vasemmalla puolella on näkyvissä aivokuoren eri alueet ja oikealla eri elektrodien paikat suhteessa aivokuoren eri alueisiin. (Kuva muokattu lähteestä (11)).

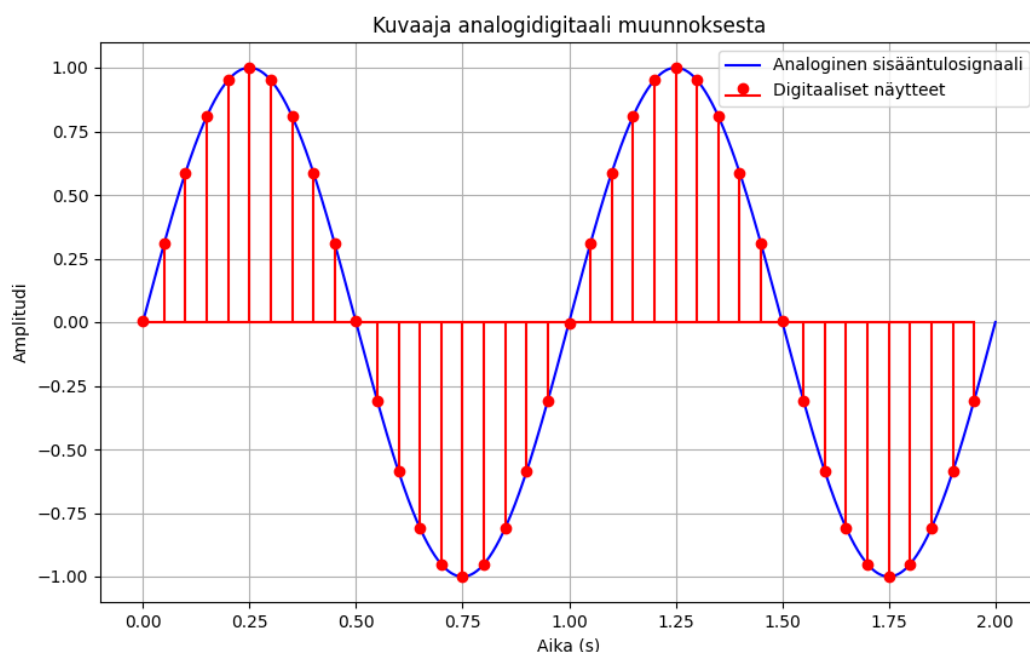
### 2.3 Signaalin esikäsittely EEG mittauksessa

Valveilta olevilta potilailta voidaan havaita päänahalta EEG:n lisäksi monia muita jännitesignaaleja kuten elektrokardiogrammia (EKG), elektromyogrammia (EMG) sekä elektro-okulogrammia (EOG). EKG on peräisin sydämen sähköisestä toiminnasta, EMG päänahan lihasten sähköisestä aktiivisuudesta ja EOG silmän sarveiskalvon ja verkkokalvon seisontapotentiaalista. Nämä voivat peittää tai muuttaa EEG-signaalia, mikä aiheuttaa merkittäviä haasteita EEG:n tulkintaan heikentämällä sen laatua. Lisäksi potilaan keho voi itse toimia eräänlaisena antennina, joka poimii ympäristöstä erilaisia signaaleja, jotka ovat peräisin muista laitteista ja sähkökaapeleista. Kaikkia näitä häiriösignaaleja voidaan kuitenkin poistaa tai vaimentaa hyvin suunnitellun biosähköisen vahvistimien avulla jo signaalinkäsittelyn alkuvaiheessa. (6)

EEG-signaalin esikäsittely on olennainen osa mittausprosessia, sillä tämän avulla voidaan varmistaa muun muassa datan luotettavuus ja analysoitavuus. Esikäsittelyn tärkein tavoite on poistaa mitatusta signaalista ei-toivotut signaalit, joita ovat erilaiset kohinat kuten edellä mainitut EKG, EMG ja EOG sekä ympäristön muut sähköiset häiriöt. Toinen keskeinen tavoite esikäsittelyssä on parantaa kiinnostavan fysiologisen ja farmakologisen ilmiön tunnistamista. Ilman esikäsittelyä signaalista ei saataisi eroteltua tutkimuksen kannalta merkityksellisiä osia ja signaalinkäsittelyn myöhemmissä vaiheissa jatkoanalyysi ei olisi tarpeeksi tarkkaa ja luotettavaa. (6)

Signaalinkäsittelyn voidaan ajatella myös olevan eräänlainen tarkistuspiste mitatun signaalinkäsittelyä digitaaliseen analysointiin. Koska EEG-signaali on alun perin

analoginen signaali, muutetaan signaali sen digitaaliseksi vastineeksi, jotta sitä voidaan käsitellä tietokoneella. Tärkein syy muunnokselle on nykypäivän digitaalisten piirien nopeus, joustavuus ja taloudellisuus, joita analogisen signaalin signaalinkäsittelymenetelmät eivät pysty hyödyntämään. Muunnos toteutetaan säännöllisin väliajoin, jossa analoginen signaali näytteistetään. Näytteistyksessä tulee huomioida, että näytteenottotaajuuden tulee olla vähintään kaksinkertainen signaalin taajuuteen verrattuna, jotta voidaan välttää signaalin laskostuminen (engl. *aliasing*). Kuvaajassa 1 on esitetty esimerkki tällaisesta muunnoksesta, jossa signaalin taajuus on 1 Hz ja näytteenottotaajuus 20 Hz. (6)



Kuvaaja 1. Kuvaaja analogi-digitaalimuunnoksesta, kun signaalin taajuus on 1 Hz, jaksonpituus 1 s, näytteenottotaajuus 20 Hz ja kvantisointiin käytettävien bittien määrä on 8. Signaalia tarkastellaan 2 sekunnin ajan.

Analogisen signaalin muunnos ei kuitenkaan ole täysin virheetön menetelmä, sillä muunnoksessa analoginen signaali kvantisoidaan. Signaalin kvantisointi tarkoittaa reaalilukuarvojen pyöristämistä tiettyyn tarkkuuteen. Koska arvoja pyöristetään, syntyy tässä aina jonkin verran virhettä, josta voidaan käyttää nimitystä kvantisointivirhe. Kvantisointivirhettä voidaan kuitenkin minimoida käyttämällä riittävän suurta bittimäärää kvantisoinnissa, mikä parantaa näytteen tarkkuutta. Muunnos tehdään yleensä signaalin suodattamisen jälkeen, jotta ylimääräisiä signaaleja ei turhaan muunneta digitaaliseksi. (6)

Digitaalisen signaalin analysoinnissa on tärkeä estää jo aikaisemmin mainittu laskostuminen, joka on seurausta liian alhaisesta näytteenottotaajuudesta. Signaalin laskostumisesta seuraa

signaalin taajuuskomponenttien päällekkäisyyttä, joka vääristää digitaalista signaalia. Laskostuminen voidaan estää alipäästösuodattimilla ja anti-aliasing-suodattimilla (AFF), joita käytetään ennen näytteistystä tai kun signaali muunnetaan suuremmasta näytteenottotaajuudesta pienempään. (12)

Signaalin esikäsittely tarkoituksena on siis puhdistaa ja valmistella signaali siten, että siitä voidaan tehdä luotettavia johtopäätöksiä erilaisista kehon fysiologisista ilmiöistä. Esikäsittely ei kuitenkaan aina ole kovin suoraviivainen prosessi, sillä esimerkiksi EKG-signaalit voivat mennä hyvinkin paljon EEG-signaalien kanssa päällekkäin, jonka vuoksi EEG-signaalin esikäsittely on astetta vaikeampaa kuin niissä tapauksissa, joissa signaalit ovat selvästi erillään EEG-signaalista. Tämän takia signaalinkäsittelyä varten on kehitetty useita erilaisia signaalinkäsittelymenetelmiä, joiden avulla erilaisia häiriösignaaleja voidaan poistaa tai ainakin heikentää. Näitä menetelmiä ovat muun muassa regressioanalyysimenetelmä, sokean lähdesignaalin erottelu (BSS), kanoninen korrelaatioanalyysi (CCA), aallokkomuunnos (WT) sekä empiirinen moodihajoaminen (EMD). (12), (13)

Regressioanalyysimenetelmän (engl. *regression analysis method*) avulla EEG-signaalista voidaan poistaa EOG-häiriöitä. Tässä menetelmässä EEG-signaalin tallennuksen yhteydessä EOG-signaalia mitataan samanaikaisesti, jotta saadaan kertoimet, joiden avulla EOG-artefaktien vaikutus voidaan arvioida ja vähentää EEG-signaalista regressiomallin avulla. Koska selkeää referenssikanavaa ei aina ole, on regressiomenetelmä usein tehoton muiden artefaktien poistamisen kanssa. Tämän vuoksi regressioanalyysimenetelmä ei sovellukaan EMG-artefaktien poistamiseen, ja näitä varten täytyy käyttää muita menetelmiä. (13)

Sokean lähdesignaalin erottaminen (engl. *blind source separation*, BSS) on tekniikka, joka perustuu lähteiden erotteluun sekasignaalista ilman alkuperäisten signaalien tuntemista. Tähän tekniikkaan kuuluu kaksi menetelmää, jotka ovat itsenäinen komponenttianalyysi (ICA) ja pääkomponenttianalyysi (PCA). ICA pyrkii hajottamaan monimuuttujan signaalin itsenäisiksi ei-gaussisiksi signaaleiksi. EEG-signaalin tapauksessa ICA pyrkii löytämään tilastollisesti riippumattomia komponentteja. Kun nämä on löydetty, voidaan esimerkiksi silmien vilkkumisesta tai lihastoiminnasta aiheutuvat artefaktit tunnistaa ja poistaa EEG-signaalista. Toisin kuin ICA, PCA vähentää kohinaa karsimalla tietojoukon ulottuvuuksia, jolloin esimerkiksi artefakteja voidaan vaimentaa heijastamalla kohinan sisältävät pienet ominaisarvot pois. (13)

Kanonisen korrelaatioanalyysin (engl. *canonical correlation analysis*, CCA) avulla voidaan poistaa EMG-signaaleja EEG-signaalista. CCA hyödyntää korrelaatioanalyysiä, jossa artefaktien ja EEG-signaalin korrelaatiot analysoidaan ja artefaktit voidaan poistaa EEG-signaalista kanonisten varianttien avulla. Kanoninen korrelaatioanalyysi ottaa huomioon lihasartefaktien vähäisen autokorrelaation verrattuna aivotoimintaan, jonka vuoksi se soveltuu hyvin EMG-artefaktien vaimentamiseen tai poistamiseen. (13)

Aallokkomuunnos (engl. *wavelet transform*, WT) on tehokas tapa käsitellä ei-stationäärisiä signaaleja, joissa esiintyy satunnaisia häiriöitä. Tässä menetelmässä ajatuksena on jakaa EEG-signaali eri taajuuskomponentteihin, joista voidaan tunnistaa ja poistaa artefakteja sisältävät signaalit. Tunnistuksen ja poiston jälkeen puhdistetut komponentit kootaan uudelleen ja lopputuloksena saadaan artefakteista puhdistettu EEG-signaali. Aallokkomuunnoksen etuja ovat tehokas kohinanvaimennus ilman ylimääräistä toistoa. Kuitenkin yksi haaste on käännösinvarianssin puute, mutta tätä voidaan kompensoida esimerkiksi kiinteän aallokkomuunnoksen (SWT) avulla. (13)

Viimeisenä käsiteltävänä menetelmänä on empiirinen moodihajoaminen (engl. *empirical mode decomposition*, EMD), jolla ei-stationäärinen EEG-signaali voidaan jakaa itsenäisiksi tiloiksi, jotka helpottavat artefaktien ja merkityksellisen EEG-signaalin erottelua. EMD luo joukon luontaisia tilafunktioita (IMF), jotka kuvaavat signaalin värähtelykomponentteja eri taajuuksilla. IMF-komponentit puhdistetaan ja yhdistetään uudelleen, jolloin lopputuloksena on lähes puhdas EEG-signaali. EMD:n suurimpana etuna on sen kyky analysoida ei-stationäärisiä ja epälineaarisia signaaleja joustavasti ja mukautuvasti. Tästä huolimatta menetelmä on kuitenkin erityisen herkkä piikkikohinoille, mikä voi aiheuttaa erityisiä haasteita EOG-artefaktien poistossa. Kuitenkin yhdistämällä EMD:n muihin signaalinkäsittelymenetelmiin voidaan EEG-signaalin kohinanvaimennusta parantaa. (13)

### 3 Anestesia ja EEG:n hyödyt

Ilman yleisanestesiaa monet kirurgiset toimenpiteet olisi mahdotonta suorittaa ja tämän vuoksi myös anestesian syvyyden monitorointi on merkittävässä roolissa näissä toimenpiteissä. Anestesian syvyyden tarkka arviointi mahdollistaa personoimaan anestesia lääkkeiden annostelua jokaiselle potilaalle sopivaksi. Tällä tavoin voidaan varmistaa jokaiselle potilaalle riittävän syvä tiedottomuuden tila sekä ehkäistä liian syvä anestesia. Näillä on merkittävä vaikutus niin potilaan toipumiseen leikkauksen jälkeen kuin potilaskokemukseen. (14)

Viimeisten vuosikymmenten teknologisten kehitysten ansiosta EEG-seurannasta on tullut mahdollista ja rutiininomaista jokapäiväisessä kliinisessä anestesiassa. Kuten jo aikaisemmin todettiin, EEG on herkkä menetelmä, jonka avulla pystytään tarkasti havaitsemaan aivojen erilaisia neurofysiologisia muutoksia. Tämän vuoksi EEG onkin erinomainen työkalu myös anestesian syvyyden monitoroinnissa, kun potilaan tilaa tulee seurata tarkasti kirurgisten toimenpiteiden aikana. (15)

EEG:n ehdottomasti merkittävimmät edut ovat ei-invasiivisuus, edullisuus sekä objektiivisuus neurofysiologisten toimintojen arvioinnissa. Nämä ovat keskeisimmät syyt EEG pohjaisten monitorien suurelle kiinnostukselle ja yleiselle käytölle erilaisissa kliinisissä sovelluksissa. Huolimatta suuresta ja yhä kasvavasta kiinnostuksesta sekä merkittävistä edistysaskelista perioperatiivisen hoidon alueella, haitalliset neurologiset komplikaatiot herättävät kuitenkin yhä huolta klinikoiden keskuudessa. Esimerkiksi sydänleikkauspotilailla yleisin komplikaatiomuoto on diffuusi enkefalopatia (16). Huoli neurologisista komplikaatioista on selvä, sillä nämä voivat olla hyvinkin vakavia ja johtaa jopa kuolemaan. (15)

Vaikka EEG-teknologia on edistynyt merkittävästi ja suuria kehitysaskela on saavutettu, on kokonaiskuva aivojen toiminnasta perioparetiivisilla jaksoilla edelleen epäselvä, erityisesti yleisanestesiassa toteutetuissa toimenpiteissä. Tästä huolimatta EEG on kuitenkin osoittanut potentiaalinsa ja pystyy tarjoamaan tietoa niin aivovaurioiden havaitsemisessa kuin anestesian syvyyden arvioinnissa. (15)

#### 3.1 Anestesia

Käsitteellä anestesia viitataan sellaiseen tilaan, jossa lääkkeet tai muut kemialliset aineet aiheuttavat tunnon tai tietoisuuden menetyksen. Anestesia mahdollistaa kivuttomuuden leikkausten ja muiden lääketieteellisten toimenpiteiden aikana. Anestesia voidaan jakaa

potilaan tilan mukaan neljään eri päätyppiin, joita ovat yleisanestesia, sedaatio sekä paikallista ja alueanestesia. Yleisanestesia tarkoittaa tilaa, jossa potilas on menettänyt sekä tuntonsa että tietoisuutensa täysin, ja muistuttaakin ulospäin erittäin syvää unta. Sedaatiossa potilas menettää tuntonsa samoin kuin yleisanestesian aikana, mutta hän ei menetä tajuntaansa täysin, sillä sedaatiossa potilaan tajunnan tasoa vain lasketaan keskushermostoon vaikuttavien lääkeaineiden avulla. Alueanestesiassa vain potilaan tunto poistetaan hetkellisesti jostain kehon osasta, esimerkiksi kädestä tai jalasta, kun taas paikallisanestesiassa tunto poistetaan hetkellisesti vain pieneltä kehon alueelta. (17)

Yleisanestesiassa on usein käytössä useita lääkeaineita samanaikaisesti, mikä johtaa potilaan tajuttomuuteen, tahdonalaisten lihasten lamaantumiseen, autonomisen hermoston stressivasteen estämiseen sekä leikkauksen aikaiseen tunnottomuuteen. Tavoitteena onkin luoda potilaalle turvallinen ja miellyttävä tila, jossa kirurginen toimenpide voidaan suorittaa. Tärkeää on luoda myös leikkaavalle kirurgille hyvät leikkausolosuhteet. Kun yleisanestesia on riittävän syvä, potilas ei muista toimenpidettä eikä hänelle jää siitä muistikuvia. (18)

Syvästä yleisanestesiasta käytetään usein myös nimitystä kirurginen yleisanestesia. Tämä tila voi muistuttaa enemmän koomaa kuin unta sillä potilaan hengitystä tulee tässä tilassa tukea keinotekoisesti hengityskoneen avulla. Usein myös potilaan verenkiertoa ja kehon lämpötasapainoa tulee tukea. Kun potilas on syvässä yleisanestesiassa, on hänen herättämisensä mahdotonta niin kauan kun anestesiaalääkkeiden pitoisuus aivoissa on riittävän suuri. Yksi yleisanestesian perusasioita on potilaan lihasrelaksaation tarkkaileminen. Tätä voidaan mitata ärsyttämällä potilaan kyynärhermoa sähköisesti ja tarkkailemalla peukalon liikettä. Kivunhallinnan ja anestesian syvyyden arviointi on kuitenkin paljon monimutkaisempaa. (18)

Vaikka anestesia on hyvin keskeisessä roolissa monissa lääketieteellisissä toimenpiteissä ja anestesiaalääkkeiden käyttöön otosta on kulunut jo noin 150 vuotta, on anestesiaalääkkeiden vaikutusmekanismeista edelleen vain rajallisesti tietoa. Vielä nykypäivänäkään ei ole tietoa aivojen neurofysiologisista tai -kemiallisista tapahtumista, jotka aiheuttavat anestesiaalääkkeiden tuottaman tiedottomuuden. Onneksi jotain tietoa on kuitenkin saatu ja nykypäivänä tiedetäänkin, että anestesiaalääkkeiden vaikutus liittyy hermosolujen väliseen kemialliseen viestinnänsäätelyyn. Käytännössä anestesiaalääkkeiden vaikutus perustuu hermosolujen synapseissa oleviin proteiineihin ja reseptoreihin. Tässä erityisen merkittäviä ovat aminohappopohjaiset välittäjäaineet, jotka voidaan jakaa kiihottaviin tai estäviin välittäjäaineisiin. Yksinkertaisesti voidaan sanoa, että yleisanestesiassa keskushermoston

lamaantuminen voi tapahtua joko estämällä vireyttä ylläpitäviä hermojärjestelmiä tai kiihottamalla vireyttä vähentäviä järjestelmiä. Valitettavasti asia ei kuitenkaan ole näin yksinkertainen, sillä anestesia-lääkkeillä ei ole vain yhtä ainoaa vaikutuskohdetta, vaan ne vaikuttavat useiden eri reseptorien ja ionikanavien kautta. (18)

### 3.2 Anestesia-syvyyden monitorointi

Kuten luvussa 3.1 todettiin, anestesian syvyyden monitorointi on hankalaa. Tärkein ja merkittävin syy tälle on useat erilaiset anestesia-lääkkeet, joita käytetään mm. yleisanestesian aikana. Useimmat yleisanesteetit, kuten propofoli, etomidaatti, pentobarbitaali tai halotaani, aiheuttavat anesteettisen tilan lisäämällä GABA<sub>A</sub>-reseptorien (A-tyypin  $\gamma$ -aminovoihapporeseptorien) vaikutusta aivoissa. Aivojen hermosoluissa GABA<sub>A</sub>-reseptorit toimivat ionikanavien ligandiporteina, joka voidaan havaita EEG-aktiivisuuden yleisenä vähenemisenä. Esimerkiksi propofoli, GABA<sub>A</sub>-agonisti, aiheuttaa selkeitä muutoksia EEG:hen, kuten beetavärähtelyä. Mikäli propofolin infuusionopeutta lisätään, voidaan myös otsalohkojen EEG:n alfa-alueella havaita aktiivisuuden lisääntymistä. Toisaalta myös deksmedetomidiniin on havaittu aiheuttavan EEG:ssä muutoksia, kuten värähtelyä. Deksmetomidiniin aiheuttamien karakuvioiden on havaittu olevan tiheydeltään, amplitudiltaan sekä taajuudeltaan samanlaisia, mutta kestoltaan pidempiä, kuin ihmisen nukkuessa havaittavat karakuviot. Kuitenkaan ketamiini, ksenoni ja dityppioksidi eivät näy EEG-aktiivisuuden yleisenä vähenemisenä, sillä näiden vaikutusmekanismi on eri. Nämä anesteetit eivät vaikuta GABA<sub>A</sub>-reseptorien kautta vaan inhiboivat erityisesti kiihottavia N-metyyli-d-aspartaatti (NMDA) -reseptoreja. (14), (15)

Erilaisten anestesia-lääkkeiden lisäksi myös potilaan erilaiset fysiologiset olosuhteet kuten ikä, rotu, sukupuoli, alhainen kehon lämpötila, happoemästäsapainon häiriöt, alhainen verensokeri sekä aivoiskemia vaikuttavat osaltaan EEG-signaalin. Anestesian syvyysmonitorien kohdalla yleinen ongelma on myös lapsipotilaat, sillä viite-EEG-tietokannat on luotu tyypillisesti aikuisten tietojen pohjalta. Tämä vääristää usein monitorien antamia ennusteita ja näin ollen monitorien luotettavuus lapsipotilaiden kohdalla kärsii. Myös erilaiset patologiset tilat, kuten aivojen hyperfuusio, hypoglykemia ja hypotermia, aikaansaavat usein liian alhaisia indeksiarvoja ja vääristävät näin ennusteita. (14), (15)

Koska EEG:llä voidaan havaita yleisanestesian aikana normaalissa aivotoiminnassa hyvinkin erilaisia muutoksia, hyödyntävät EEG-pohjaiset anestesian syvyysmonitorit erilaisia matemaattisia algoritmeja. Esimerkiksi  $\beta$ -aktivaatiota syntyy anestesia-lääkkeiden käytöstä ja

tätä kompensoidaan erilaisten matemaattisten algoritmien avulla. Toinen esimerkki on purskeen suppressio (engl. *burst suppression*, BS), joka on erityinen EEG-kuvio, joka ilmenee tyypillisesti terveissä aivoissa syvän anestesian aikana. Purskeen suppressiossa on tyypillisesti kaksi vaihetta, jotka toistuvat vuoron perään: sähköisen hiljaisuuden vaihe (suppressio) ja voimakkaan sähköisen aktiivisuuden vaihe (purske). Kun anestesian syvyys lisääntyy, suppressiojaksot pitenevät. Myös näitä pyritään hillitsemään erilaisin algoritmein siten, että ne pyrkivät estämään sähköisten aktiivisuusjaksojen välivaiheiden tulkitsemisen hermoston aktivoitumisena. (14)

Kuten aikaisemmin on jo todettu, on anestesian syvyyden monitorointi erittäin tärkeää yleisanestesian aikana, kun potilas ei pysty kertomaan tuntemuksistaan tai edes eleillä ilmaisemaan tunteitaan. Tätä varten on lähdetty kehittämään monitoria, joka mahdollistaisi objektiivisen, toistettavan ja jatkuvan anestesian syvyyden mittauksen. Kehitysprosessi on johtanut EEG ja AEP (akustiset herätepotentiaalit) -pohjaisten seurantalaitteiden kehittämiseen, jotka ovat osoittaneet kykynsä arvioida potilaiden tilaa jatkuvatoimisesti myös yleisanestesian aikaisessa tilassa. EEG-pohjaisista yleisanestesiamonitoreista ensimmäinen ja laajimmassa käytössä oleva anestesian syvyysmonitori on bispektraalinen indeksi eli BIS-monitori. Tämä ei kuitenkaan ole ainoa monitori kategoriassaan, sillä tämän lisäksi hyväksynnän kliiniseen käyttöön ovat saaneet muun muassa entropia- ja Narcotrend-monitori, aivojen tilamonitori (CSM), potilaan tilaindeksi (PSI) sekä potilaan tietoisuusindeksi (IoC). Hyväksynnästä huolimatta, jokaista näistä monitoreista arvioidaan kuitenkin edelleen erilaisissa kliinisissä ympäristöissä muun muassa tehokkuuden näkökulmasta, sillä jokaisella näistä on omat etunsa ja rajoitteensa. Hyvänä esimerkkinä tästä on aepEX-monitori (Medical Device Management Ltd.), joka on pystynyt osoittamaan BIS-monitoria korkeamman herkkyyden ja spesifisyyden tajunnan palautumisen havaitsemisessa lapsipotilailla, mutta ei ole kyennyt erottamaan heidän sedaatiotasojansa yhtä tarkasti kuin BIS-monitori. (14), (15)

### 3.2.1 Bispektraalinen indeksi (BIS)

Bispektraalinen indeksi (engl. *bispectral index*, BIS) tarjoaa arvokasta reaaliaikaista ja objektiivista tietoa anestesian syvyydestä. BIS-monitorit ovat ensimmäisiä FDA:n hyväksymiä anestesian syvyyttä mittaavia laitteita. BIS-monitorit ovat saaneet nimensä dimensiottoman lukuarvonsa mukaan, BIS-arvo, jonka BIS-monitori näyttää käyttäjälleen arviona potilaan anestesian syvyydestä. Monitorin BIS-arvo saa lukuarvoja väliltä 0–100 siten, että 0 viittaa aivojen täydelliseen toimimattomuuteen ja 100 täysin hereillä olevaan potilaaseen. Kirurgisten

toimenpiteiden aikana anestesian syvyys pyritään säätämään anestesia lääkkeiden avulla niin, että monitorin BIS-arvo on välillä 40–60. (19)

Koska kyseessä on EEG-pohjainen monitorointimenetelmä, saadaan BIS-arvo määritettyä elektrodien avulla suorittamalla EEG-mittaus ja analysoimalla erilaisten algoritmien avulla tiettyjä taajuusalueita. BIS-monitoriin pätee myös kaikki jo luvussa 2 käsitellyt EEG:hen liittyvät häiriöt ja signaalin esikäsitteilyt. BIS-monitorien algoritmeista tiedetään sen verran, että BIS-arvo lasketaan neljästä EEG-aliparametrasta, joita ovat suhteellinen beetasuhde (engl. *relative beta ratio*, RBR), QUAZI-suppressioindeksi, purskeen vaimennussuhde (engl. *burst suppression ratio*, BSR) sekä SyncFastSlow (SFS). Näiden parametrien tarkoituksena on arvioida aivojen sähköistä aktiivisuutta ja EEG:n eri taajuusalueita, jotka vaihtelevat anestesian syvyyden mukaan. BIS-monitorin algoritmit ovat patentoituja, jonka vuoksi näiden algoritmien tarkkaa matematiikkaa tai eri aliparametrien painotuksia ei ole julkisesti saatavilla. (20)

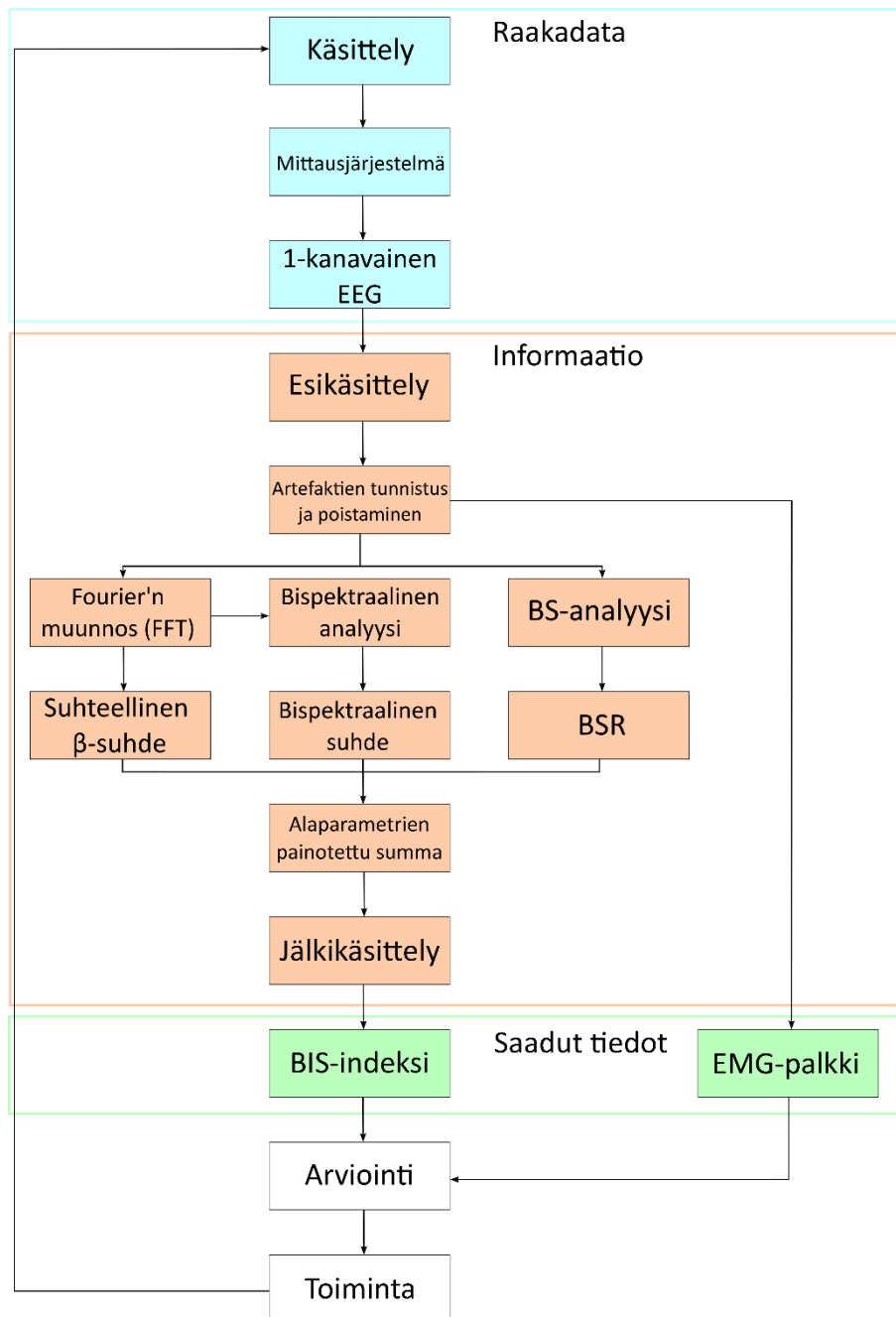
Vaikka perinteisissä EEG-mittauksissa käytetään suuria määriä elektrodeja ja niiden tarkat sijainnit on määritetty esimerkiksi International 10–20-järjestelmässä, poikkeaa BIS-mittaus tästä suuresti. BIS-mittaus nimittäin suoritetaan ainoastaan neljän elektrodin avulla, jotka asetetaan pääläen sijasta potilaan otsalle. Kuten muidenkin biopotentialmittausten kohdalla, myös BIS-mittauksessa käytetään märkäelektrodeja. Tämän vuoksi potilaan iho tulee puhdistaa otsanalueelta alkoholipyyhkeillä, jotta elektrodien kosketuspinta ihon kanssa olisi mahdollisimman tiivis ja signaalin laatu olisi mahdollisimman hyvä. BIS-mittauksen aikana mitataan myös otsalihaksen EMG-aktiivisuutta osana BIS-arvon laadunvarmistusta. EMG-aktiivisuus saadaan BIS-mittauksessa neljännen elektrodin avulla, joka toimii samalla myös maadoituselektrodina. (19)

BIS-monitorin näytöt vaihtelevat hieman varustelun mukaan riippuen siitä onko käytössä kaksi- vai nelikanavainen näyttö. Molemmista näytöistä voidaan nähdä BIS-arvo sekä kaksi signaalin luotettavuudesta kertovaa arvoa, EMG ja SQI. Signaalin laatuilmaisin (engl. *signal quality indicator*, SQI) kertoo mitatun signaalin laadusta, ja se saadaan laskettua impedanssitietojen, artefaktien sekä muiden muuttujien perusteella. EMG-palkki kertoo BIS-monitoroinnin yhteydessä lisääntyneestä lihasjännitteestä tai liikkeen aiheuttamasta lihasstimulaatiosta. Nelikanavaisen BIS-monitorin näytöltä voidaan nähdä lisäksi BIS-arvon oikean ja vasemman puolen trendikaaviot sekä EEG:n aaltomuodot reaaliaikaisesti. (19)

BIS-monitoroinnissa esiintyy samoja haasteita kuin perinteisissäkin EEG-mittauksissa. Lisäksi BIS-monitorin mittaustuloksiin vaikuttavat erilaiset anestesia lääkkeet, kuten luvussa 3 yleisesti

todettiin kaikkien anestesian syvyyttä mittaavien monitorien kohdalla. BIS-monitori on erityisen herkkä ketamiinille ja dityppioksidille, jonka vuoksi niiden käyttöä BIS-monitoroinnin kanssa ei suositella. Dityppioksidi kasvattaa BIS-arvoa ja arvioi näin anestesian syvyyden todellisuutta matalammaksi ja näin potilaan anestesian syvyys on todennäköisesti tarpeettoman syvä. Lisäksi anestesia-aineiden kohdalla on hyvä muistaa, että kaikki lääkkeet eivät vaikuta samalla tavalla kaikkiin ihmisiin. Tästä voi seurata se, että toinen potilas voi olla rauhallisempi kuin toinen vaikka molempien potilaiden BIS-arvo olisi sama. (19)

Luvussa 3 todettiin myös, että potilaan iällä ja kehon lämpötilalla on vaikutusta anestesian syvyyden monitorointiin. BIS-monitoroinnin kohdalla merkittävä ikään liittyvä rajoite on alle kuuden kuukauden ikäiset vauvat, joiden aivojen nopea kypsyminen ja erilaiset hermosolujen välisten liitosten muodostuminen aiheuttavat todennäköisesti ongelmia BIS-arvon luotettavuuteen. BIS-mittauksen yhteydessä ikää suurempi ongelma on lämpötila, ja erityisesti hypotermia eli alhaisen ruumiinlämmön tila. Tutkimukset ovat osoittaneet, että BIS-arvo laskee 1,12 yksikköä jokaista kehon laskevaa celsiusastetta kohden. Tämän ilmiön on havaittu johtuvan aivojen alentuvasta happiaineenvaihdunnasta hypotermian aikana, joka on nähtävissä EEG:ssä purskeen vaimennuskuvion muutoksina. Lisäksi BIS-monitorin käyttöä rajoittaa erilaiset neurologiset vajaatoiminnat, sillä BIS-arvot ovat tyypillisesti tavallista alhaisemmat tämän potilasryhmän kohdalla. Tästä syystä BIS-monitori ei sovellukaan käytettäväksi tälle potilasryhmälle. BIS-monitorin toimintaperiaate on esitetty kuvassa 4. (19)



Kuva 4. Kuva BIS-monitorin toimintaperiaatteesta. Prosessi alkaa 1-kanavaisen EEG-signaalin mittaamisesta, josta jatketaan signaalin esikäsittelyyn ja artefaktien tunnistukseen ja poistoon. Näiden toimenpiteiden jälkeen mitattu signaali jaetaan useaan analyysimenetelmään, joissa lasketaan Fourier'n muunnos suhteellisen beetasuhteen selvittämiseksi, bispektraalinen analyysi bispektraalista suhdetta varten sekä purske-supressio analyysi purske-supressiosuhdetta varten. Kaikki analyysin tulokset yhdistetään jälkikäsittelyssä ja lopputuloksena saadaan BIS-indeksi. EMG-palkki on peräisin lihasaktiivisuudesta, joka saadaan selville artefaktien tunnistuksessa. (Kuva muokattu lähteestä (14)).

### 3.2.2 Entropian mittaaminen

Entropiamittaus tarjoaa samalla tavalla kuin bispektraalinen indeksikin objektiivista tietoa anestesian syvyyden arvioinnista ja on menetelmänä hyvin herkkä ja spesifinen. Entropiamittauksen etuna on kuitenkin se, että mittaus perustuu EEG- ja EMG-tietoihin, jotka

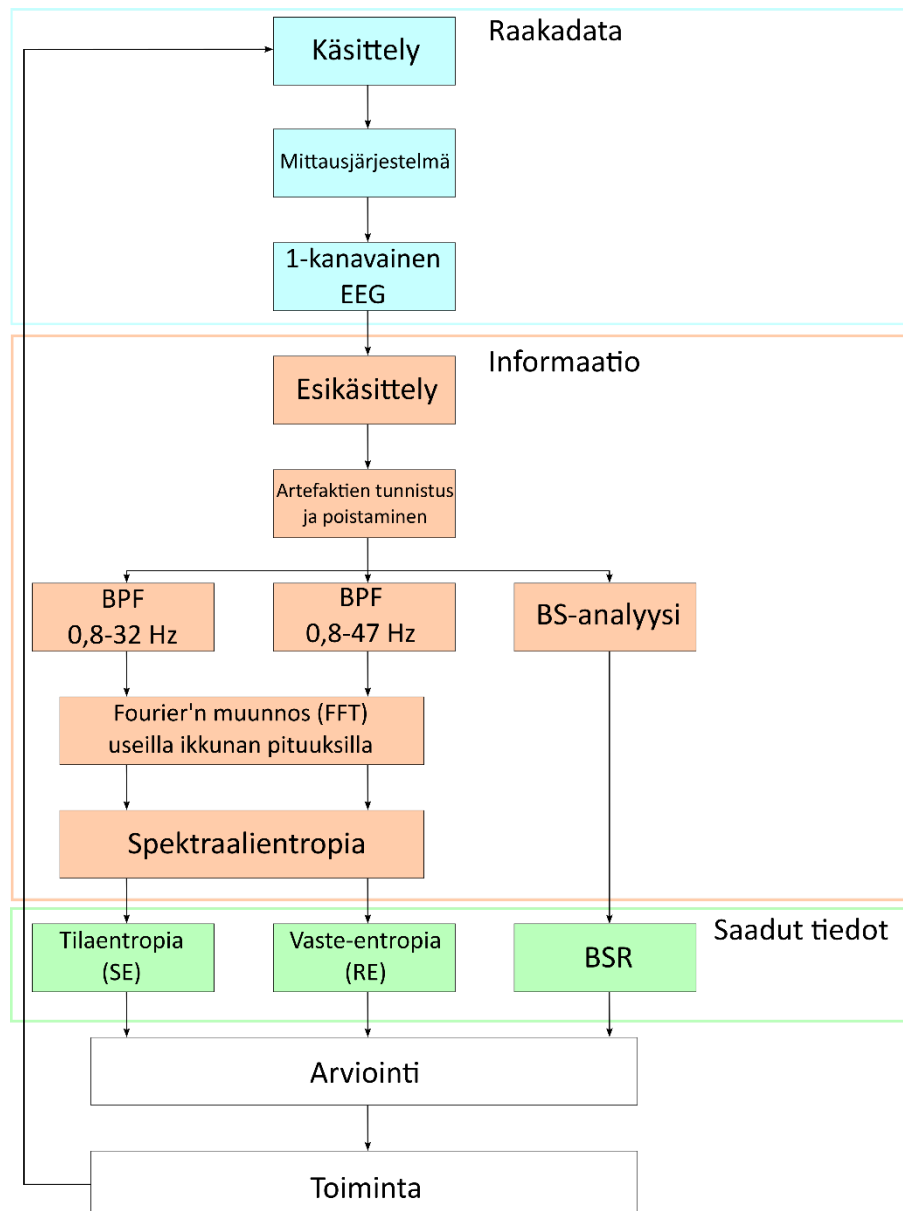
muunnetaan numeerisiksi arvoiksi. Siinä missä bispektraalisessa indeksissä anestesian syvyyden taso ilmoitetaan yhtenä arvona, entropiamittauksissa arvoja on kaksi: vaste-entropia (RE) ja tilaentropia (SE). (21)

Entropiamittauksen kaksi lukuarvoa, SE ja RE, saadaan mitattua ja laskettua kahdesta eri lähteestä. RE-arvo saadaan EEG:n ja frontaalielektromyografian (FEMG) signaalien perusteella. RE-arvo on herkkä potilaan reaktioille ulkoisiin ärsykkeisiin, jonka vuoksi tätä voidaan hyödyntää arvioitaessa potilaan heräämistä anestesiasta. SE-arvo on peräisin ainoastaan EEG:stä ja sitä voidaan käyttää anestesia lääkkeiden hypnoottisten vaikutusten arvioimiseen. (21)

Entropiamittauksessa hyödynnetään samalla tavalla dimensioimattomia lukuja kuin bispektraalisen indeksin kohdalla. Entropiamittauksessa lukuarvojen asteikko vain hieman eroaa bispektraalisesta indeksistä ja lukuarvoja on kaksi kuten aikaisemmin jo mainittiin. Entropiamittauksessa RE-arvo saa lukuarvoja asteikolla 0–100, jossa 0 tarkoittaa aivojen täydellistä toimimattomuutta ja 100 täysin hereillä olevaa potilasta. RE-arvon asteikko on siis täysin sama kuin bispektraalisen indeksin kohdalla. SE-arvon asteikko kuitenkin eroaa hieman RE-arvon asteikosta, sillä SE-arvo saa numeroita 0–91 välillä. Tässä asteikossa 0 viittaa tuttuun tapaan aivojen täydelliseen toimimattomuuteen. Asteikon suurin arvo 91 viittaa sen sijaan täysin hereillä olevaan potilaaseen. Entropiamittauksessa riittävä anestesian syvyyden taso kirurgiselle toimenpiteelle on alueella 40–60, aivan kuten BIS-monitoriakin käytettäessä. Entropiamonitorista EMG:tä ei voi nähdä suoraan vaan se voidaan havaita RE- ja SE-arvojen välisestä erosta, kun näiden arvojen välinen erotus on yli 10. (21)

Bispektraalisen indeksin kohdalla puhuttiin, että mittaus suoritetaan neljän elektrodin avulla. Entropiamittauksessa elektrodeja tarvitaan kuitenkin vain kolme siten, että yksi elektrodi asetetaan keskelle potilaan otsaa ja siitä tasaisesti kohti potilaan oikeanpuoleista ohimoa. Käytettävät elektrodit ovat tavalliseen tapaan märkäelektrodeja, ja näitä aseteltaessa tulee samalla tavalla huolehtia ihon puhdistuksesta alkoholipyyhkeiden avulla sekä elektrodin ja ihon välisestä kontaktista.

Entropiamittauksesta, jossa lasketaan RE ja SE arvot käytetään usein nimitystä spektrientropia. Entropiamittauksessa RE:n laskemiseen käytetään EEG:n taajuusaluetta 0,8–47 Hz, kun taas SE:n laskemiseen käytetään taajuusaluetta 0,8–32 Hz. Spektrientropian voidaan sanoa mittaavan, kuinka monimutkainen tai ”epätasainen” signaalin taajuusjakauma on tietyllä taajuusalueella. Entropiamittauksen toimintaperiaate on esitetty kuvassa 5. (22)



Kuva 5. Kuva entropiamonitorin toimintaperiaatteesta. Prosessi alkaa 1-kanavaisen EEG-signaalin mittaamisesta, josta jatketaan signaalin esikäsittelyyn ja artefaktien tunnistukseen ja poistoon. Näiden toimenpiteiden jälkeen mitattu signaali kulkee eri analyysivaiheiden läpi. Mitattu signaali jaetaan kahteen osaan kaistanpäästösuodattimen (BPF) avulla. Suodatuksen jälkeen suodatetut signaalit käsitellään Fourier'n muunnoksella, jonka jälkeen saadaan spektrientropia ja kaksi numeerista arvoa, SE ja RE. Näiden käsittelyiden vierellä suoritetaan myös porsche-supressioanalyysi, josta saadaan porsche-supressiosuhde (BSR). (Kuva muokattu lähteestä (14)).

### 3.2.3 Muut monitorointimenetelmät

Anestesian syvyyden arvioinnin yleisimmät monitorointimenetelmät ovat edellä mainitut BIS ja entropiamittaus. Näiden lisäksi on kuitenkin kehitetty paljon muita monitoreja, joiden toimintaperiaatteet hieman eroavat näistä monitoreista. Muita anestesian syvyyden arviointiin tarkoitettuja monitoreja ovat Narcotrend- ja AEP-monitori, aivojen tilamonitori (CSM), potilaan tilaindeksi (PSI), tietoisuusindeksi (IoC) ja uusimpana innovaationa vaiheviive-

entropia. Taulukkoon 1 on koottu yhteenvedomaisesti kaikki edellä mainitut monitorit, niissä käytettävien elektrodien määrät, monitorien algoritmit tai mittausmenetelmät sekä monitorin antama indeksi, joka arvioi anestesian syvyyden.

Taulukko 1. Taulukko anestesian syvyyttä mittaavista monitoreista. Taulukkoon on koottu käytettävien elektrodien määrä, monitorien algoritmit tai mittausmenetelmät, joiden perustella monitorit antavat niille tyypillisen indeksiarvon. Monitorien indeksit ja lukuarvojen vaihteluväli on esitetty taulukon viimeisessä sarakkeessa.

Laite	Elektrodien määrä	Algoritmit / Mittausmenetelmä	Indeksi
Bispektraalinen indeksi (BIS)	4	Suhteellinen beetasuhde (RBR)	BIS: 0–100
		QUAZI-supressioindeksi	
		Purskeen vaimennussuhde (BSR)	
		SyncFastSlow (SFS)	
Entropian mittaaminen	3	Vaste-entropia (RE)	RE: 0–100
		Tilaentropia (SE)	SE: 0–91
Narcotrend-monitori	3	Narcotrend-algoritmi	Perinteinen: A-F Uusi versio: 0–100
AEP-monitori	5	Autoregressiiviset mallit	AAI: 0–100
Aivojen tilamonitori (CSM)	3	Hyödyntää sumeaa logiikkaa	CSI: 0–100
Potilaan tilaindeksi (PSI)	4	Keskittyy taajuus- ja koherenssivaihtelujen seurantaan	PSI: 0–100
Tietoisuusindeksi (IoC)	3	Symbolinen dynamiikkamenetelmä	IoC-symboli
Vaiheviive-entropia	4	Laskee erot ajallisissa yhteyskuvioissa kahden frontaalisen EEG-signaalin vaihesuhteelle	PLE: 0–100

Narcotrend-monitorin toiminta perustuu samannimiseen algoritmiin, joka luokittelee EEG-jäljet eri vaiheisiin hahmontunnistuksen avulla. Narcotrend-monitorissa ei perinteisesti ole numeroasteikkoa, vaan anestesian syvyys luokitellaan vaiheiden avulla A:sta F:ään siten, että A viittaa heräillä olevaan potilaaseen ja F erittäin syvään anesteettiseen tilaan tai jopa aivojen täydelliseen toimimattomuuteen. Kuitenkin myös tähän monitorointimenetelmään on nykypäivänä tuotu numeroasteikko 0–100, jossa skaala ja arvot ovat täysin samat kuin bispektraalisen indeksin kohdalla. Narcotrend-monitorissa käytetään kolmea märkäelektrodia aivan kuten entropiamittauksessakin. Yhtäläistä muihin monitorointi menetelmiin on se, että myös tässä menetelmässä EMG:tä käytetään signaalin luotettavuuden arviointiin. (14),(23)

Muista tähän mennessä käsitellyistä monitoreista poiketen AEP-monitorit hyödyntävät erilaisia aististimulaatioita arvioidakseen anestesian syvyyttä. Nykypäivän AEP-monitoreihin on kuitenkin tuotu myös EEG-parametrit, joiden avulla monitori laskee AEP-ARX-indeksin (AAI). AEP-monitorissa käytettävien elektrodien määrä on suurin, sillä monitorissa käytetään viittä elektrodia. Myöskään tämä monitori ei tee eroa indeksiarvojen suhteen sillä, AAI indeksi on yhtä lailla dimensioton luku, joka saa arvoja välillä 0–100. Erikoisuutena tässä monitorissa on kuitenkin se, että lukuarvon skaalan voi halutessaan myös vaihtaa siten, että lukuarvot ovat välillä 0–60. AEP-monitorin EEG-analyysi perustuu autoregressiivisiin malleihin. Tässä monitorissa on kuitenkin yksi hankala ominaisuus. Monitoria käyttäessä käyttäjän tulee tarkkailla yhteensä neljää erilaista parametria monitorin näytöltä, AAI:ta, EEG-parametreja, purskeen vaimennussuhdetta ja EMG-palkkia. (14)

Aivojen tilamonitori (CSM) perustuu samankaltaisiin EEG-analyysin periaatteisiin, kuin AEP-monitori. CMS onkin AEP-monitorin seuraaja ja hyödyntää tämän vuoksi hyvin samankaltaista algoritmia kuin edeltäjänsä. Aivojen tilamonitori hyödyntää kuitenkin aivojen tilaindeksin (CSI) laskemiseen sumeaa logiikkaa toisin kuin AEP-monitorit. CSI saa lukuarvoja perinteiseen tapaan 0–100 väliltä. CSM monitorissa käytettävien elektrodien määrä on myös edeltäjänsä pienempi, sillä tässä monitorissa käytetään kolmea elektrodia. CSI-arvon lisäksi aivojen tilamonitori näyttää käyttäjälleen purske-supressiosuhteen (BSR) ja EMG-arvot. (14)

Potilaan tilaindeksi (PSI) hyödyntää neljää märkäelektrodia BIS-monitoroinnin tapaan laskeakseen potilaan tilaindeksin yleisanestesian ja sedaation aikana. PSI:n laskemiseen käytettävä algoritmi on patentoitu eikä sen tarkkaa toimintaperiaatetta tunneta. PSI-monitorista tiedetään kuitenkin se, että EEG-analyysi keskittyy erityisesti taajuus- ja koherenssivaihtelujen seurantaan. Myös PSI-arvo ilmoitetaan lukuarvona 0–100 väliltä. (14),(24)

Tietoisuusindeksi (IoC) hyödyntää symbolista dynamiikkamenetelmää EEG-signaalin analysoimisessa. Menetelmän tarkoituksena on jakaa EEG äärelliseen määrään osiota, joista jokaiselle annetaan jokin symboli. Menetelmä keskittyy erityisesti EEG:n epälineaarisiin ominaisuuksiin, jotka korreloidaan anestesian syvyyden kanssa. IoC-monitorissa hyödynnetään symbolien lisäksi beetasuhdetta ja BSR:ää ja lopuksi kaikki parametrit yhdistetään sumeiden logiikkasääntöjen avulla yhdeksi hakemistoksi. IoC-monitorissa käytetään kolmea elektrodia anestesian syvyyden arvioimiseen. IoC-monitorin näytöltä voidaan lukea IoC:n lisäksi EMG-palkki, signaalin laatupalkki ja BSR. (14)

Uusimman menetelmän, vaiheviive-entropian (PLE), tarkoituksena on tarkkailla potilaan tietoisuutta ja laskea EEG:n avulla PLE. Vaiheviive-entropiamittauksessa käytetään neljää märkäelektrodia, jotka asetetaan perinteisesti potilaan otsalle. Vaiheviive-entropia hyödyntävät monitorit laskevat erot ajallisissa yhteyskuvioissa kahden frontaalisen EEG-signaalin vaihesuhteelle. PLE koostuu kolmesta alaparametristä,  $PLE_1$ ,  $PLE_2$  ja BSR.  $PLE_1$ :n avulla saadaan tietoa kevyestä anesteettisesta tilasta ja  $PLE_2$ :n avulla kirurgisesta anesteettisesta tilasta. PLE-arvo lasketaan yhdistämällä,  $PLE_1$ ,  $PLE_2$  ja BSR yhdeksi lukuarvoksi. PLE-arvo saa arvoja välillä 0–100 ja sen tulkitseminen toimii samalla tavalla kuin esimerkiksi BIS-arvon tulkitseminen. (25), (26)

## 4 Tulevaisuuden näkymät ja innovaatiot

Anestesian syvyyden monitorointijärjestelmien markkinat kehittyvät suhteellisen nopeasti vaikka uusien laitteiden ja innovaatioiden julkaisutahti onkin suhteellisen pitkä. Uudet innovaatiot eri yrityksissä pyrkivät parantamaan laitteidensa mittaustarkkuutta ja tätä kautta lisäämään luotettavuutta kliinikoiden keskuudessa. Anestesiaalaitteiden markkinoilla yritykset investoivatkin paljon tutkimukseen ja kehitykseen, jotta he pystyisivät tarjoamaan terveydenhuoltoon aina tarkempia ja luotettavampia monitoreja sekä ratkaisemaan tällä hetkellä vallitsevia ongelmia. Tätä kautta yritykset onkin mukana tarjoamassa potilaille parempaa hoitoa ja parantamassa terveydenhuollon tehokkuutta. (27)

Yksi merkittävä asia anestesian syvyyden monitorointijärjestelmien markkinoita kasvattava tekijä on erilaisten kirurgisia toimenpiteitä vaativien kroonisten sairauksien yleistyminen, väestön ikääntyminen sekä muut kirurgiset toimenpiteet eri lääketieteen erikoisaloilla. Markkinoiden kasvua lisää yhä myös erilaiset strategiset kumppanuudet ja yhteistyöt sekä laajentumiset kehittyville markkinoille. Myös digitalisaation yleistyminen lisää edelleen kysyntää tällä osa-alueella ja uudet innovaatiot eri teknologioiden integroinnilla vaikuttavat osaltaan kasvuun ja kehitykseen. (27)

Tulevaisuudessa erilaiset koneoppimismallit, kuten syvät neuroverkot (engl. *deep neural network*, DNN) ja konvoluutioverkot (engl. *convolutional neural network*, CNN), voivat tuoda erilaisia ratkaisuja, joiden avulla mittaustarkkuutta saadaan lisättyä. Konvoluutioverkkoja hyödyntämistä tällä osa-alueella onkin jo tutkittu (28). Koneoppimisella ja tekoälyllä on jo nyt monia tärkeitä sovelluksia ja sovelluskohteita lääketieteessä, ja näissä tulokset ovatkin olleet hyvin lupaavia perinteisiin vaihtoehtoihin verrattuna. Esimerkiksi tekoälyavustusjärjestelmät lääketieteellisen kuva-analyysin ja lääketieteellisten tietojen luokittelussa ovat osoittautuneet tehokkaiksi ja lisänneet mielenkiintoa erilaisia tekoälymenetelmiä ja lääketieteen sovelluksia kohtaan (29).

Sen lisäksi, että mittaustuloksia pyritään parantamaan erilaisten koneoppimismallien ja tekoälyn avulla, on yksi kehityssuunta todennäköisesti erilaiset integroinnit muiden monitorointijärjestelmien kanssa. Esimerkiksi potilastietojärjestelmän ja anestesian syvyysmonitorin integrointi voi vähentää erilaisia inhimillisiä virheitä ja lisätä tätä kautta potilasturvallisuutta. Integrointien avulla voitaisiin mahdollisesti lisätä mittaustarkkuutta, jos eri monitorointimenetelmien algoritmeja voitaisiin yhdistää ja näin hyödyntää eri monitorien

hyviä puolia samassa laitteessa. Näin voitaisiin vähentää yksittäisen monitorin heikkouksia ja lisätä etuja. Toisaalta integrointiratkaisuja voitaisiin hyödyntää myös suoraan anestesian syvyyden säätämiseen siten, että anestesian syvyyttä mittaava laite integroidaan suoraan infuusiopumppuun ja tätä kautta monitori voi säädellä anestesiaa lääkkeitä anestesian syvyyden mukaan. Tällainen integrointi voisi optimoida anestesiaa lääkkeitä käyttöä entisestään ja parantaa potilaan toipumista. Integrointi infuusiopumppujen kanssa vaatisi kuitenkin erittäin luotettavan mittausmenetelmän, jotta potilasturvallisuus pysyisi erinomaisella tasolla. Integroitujen järjestelmien kohdalla tulisi myös muistaa tietoturva-asiat ja varmistaa, että laitteet ovat suojassa kaikenlaisissa tilanteissa, kuten kyberhyökkäyksissä.

Eräänä tulevaisuuden kehityssuuntana voisi myös olla langattomat anturit, joita kehitetään jo tällä hetkellä erilaisiin käyttökohteisiin. Langattomien anturien merkittävänä etuna on johtojen vähentyminen tai jopa kokonaan poistuminen, jolloin potilas pystyy paremmin liikkumaan. Tietenkään tehohoidossa tai kirurgisessa toimenpiteessä olevan potilaan kannalta tällä ei ole suurta merkitystä, sillä tällöin potilas ei pysty liikkumaan. Anestesian syvyyden monitoroinnin kannalta langattomien anturien merkittävin etu olisikin ehkä hoitohenkilökunnalle syntyvä hyöty sekä erilaiset pilvipohjaiset analytiikkajärjestelmät. Langattomien anturien hyödyt hoitohenkilökunnalle olisi potilaan helppo siirtäminen paikasta toiseen sekä vapaampi työympäristö, jossa ei tarvitse varoa useita johtoja. Myös leikkaussalissa monitorin mahdollinen siirtäminen olisi helpompaa. Langattomien anturin yhtenä etuna voisi myös olla niiden siirrettävyys monitorista toiseen, esimerkiksi silloin kun potilas tulee siirtää leikkaussalista teho-osastolle. Pilvipohjaiset analytiikkajärjestelmät sen sijaan voisivat tarjota entistä laajempien tietokantojen hyödyntämisen ja reaaliaikaisen analyysin potilaan tilasta ottaen huomioon potilaan historian ja muut sairaudet.

## 5 Yhteenveto

Kirjallisuuskatsauksessa käsiteltiin EEG:n perustoimintaperiaatetta, anestesiaa ja anestesian syvyyden monitorointia sekä vastattiin tutkielman alussa esiteltyihin tutkimuskysymyksiin. Vaikka spontaanista aikatasossa esitetystä EEG:stä onkin vaikea tehdä minkäänlaisia päätelmiä potilaan tajunnantasosta, on EEG:n hyödyntämisestä tullut merkittävän tärkeä anestesian syvyyden mittauksessa. EEG-pohjaisia monitoreita on onnistuttu kehittämään useita erilaisia, joskin kaikilla pääperiaate on samanlainen, algoritmit ja parametrit vain vaihtelevat. Syy EEG-pohjaisten monitorointilaitteiden hyödyllisyydelle ovat reaaliaikainen anestesian hallinta, potilasturvallisuus, anestesia-lääkkeiden optimaalinen käyttö, tietoisuuden estäminen sekä parempi potilaskokemus.

Reaaliaikainen anestesian hallinta mahdollistaa anestesiologeille ja anestesiahoitajille mahdollisuuden nopeaan reagointiin ja anestesia-aineiden annostelun säätämiseen, koska EEG-pohjaiset monitorit tarjoavat jatkuvaa ja reaaliaikaista tietoa potilaan tilasta. Samaan aikaan voidaan varmistaa, ettei potilas ole kirurgisen toimenpiteen aikana tahattomassa tietoisuuden tilassa. Tämä myös parantaa potilaskokemusta yhdessä optimaalisen anestesia-lääkkeiden käytön kanssa, joka vähentää niin lääkkeiden sivuvaikutuksia kuin nopeuttaa potilaan toipumista.

Tällä hetkellä yleisimpiä kliinisessä käytössä olevia EEG-pohjaisia monitoreja ovat BIS-, entropia- ja narcotrend-monitorit. Näiden suosio perustuu tarkkuuteen, luotettavuuteen, reaaliaikaiseen seurantaan, helppokäyttöisyyteen, kliiniseen hyötyyn sekä yleisesti laajaan hyväksyntään ja standardointiin. BIS-monitorit ovat ensimmäisiä markkinoille tulleita EEG-pohjaisia anestesian syvyyden mittaukseen tarkoitettuja monitoreja, jonka vuoksi ne ovat laajalti tutkittuja ja kliinisesti testattuja. BIS-monitorien etuna on myös helppo ja käyttäjäystävällinen käyttöliittymä, jonka numeerista BIS-arvoa on helppo tulkita. Hieman uudempana monitorointimenetelmänä oleva entropia puolestaan tarjoaa tietoa niin aivojen kuin lihastenkin aktiivisuudesta. Lihasaktiivisuus tosin ei ole havaittavissa suoraan vaan entropiamonitorin kahden luvun välisestä erotuksesta. Näiden kahden entropia-arvon, tila- ja vaste-entropian, seuraaminen on kuitenkin helppoa ja tarjoaa yksinkertaisen tavan tulkita anestesian syvyyttä. Narcotrend-monitorit luokittelevat potilaan anestesiatasot useisiin eri luokkiin numeerisen arvon sijasta, joka mahdollistaa anestesian syvyyden seurannan. Kuitenkin myös uusin Narcotrend-ohjelmistoversio sisältää numeerisen Narcotrend-indeksin ja tarjoaa

näin visuaalisen ja numeerisen esityksen anestesiatasoista, mikä tekee Narcotrend-monitorien käytöstä yksinkertaista ja intuitiivista.

Kaikkien monitorien kohdalla tulee kuitenkin huomioida häiriötekijät ja olla tarkka elektrodien asettelun kanssa. Koska biopotentiaaliset signaalit ovat hyvin heikkoja ja elektrodit mittaavat signaaleja herkästi on erityisen tärkeää poistaa kaikki mahdolliset häiriötekijät ympäristöstä. Ulkoisia häiriötekijöitä ovat kaikki muut elektroniset laitteet, kuten sähkökirurgiset instrumentit, muut monitorit ja mahdolliset sydän-keuhkokoneet. Sisäisiä häiriötekijöitä ovat sen sijaan esimerkiksi potilaan lihasaktiivisuudesta johtuvat EMG-signaalit ja potilaan fysiologiset tekijät, kuten ikä, sairaudet ja lääkitykset. Myös anestesia-aineilla on vaikutusta eri monitorointilaitteiden tarkkuuteen, jonka vuoksi anestesiassa käytettävä lääke ja monitorointilaitte tulee valita oikein mahdollisimman tarkan monitorointituloksen saavuttamiseksi. Huomiota tulee kiinnittää myös elektrodien asetteluun ja kiinnittämiseen, jotta elektrodit saavat mahdollisimman hyvän kontaktin ihoon ja keräävät signaaleja luotettavasti.

Anestesian syvyyttä mittaavien monitoreiden kysyntä tulee todennäköisesti kasvamaan seuraavien vuosien aikana muun muassa kehittyvän yksilöllisen lääketieteen ja terveydenhuollon tehokkuuden kasvattamisen vuoksi. Monitorien kohdalla kehitystä tullaan mahdollisesti näkemään signaalinkäsittelyssä ja parannettujen algoritmien saralla. Näissä osaluissa voidaan nähdä erilaisia tekoälyyn ja syväoppiin neuroverkkoihin perustuvia ratkaisuja, jotka tehostavat ja parantavat monitorien tarkkuutta ja suorituskykyä. Myös erilaisten langattomien anturien hyödyntäminen voi helpottaa mittausten suorittamista ja monitorointia. Lisäksi erilaiset integraatiot leikkaussalien muihin järjestelmiin voisi helpottaa niin laitteiden käyttäjää kuin parantaa potilasturvallisuutta. Kaiken kaikkiaan anestesian syvyyttä mittaavien monitorien käyttö ja kehitys johtavat kohti turvallisempaa ja yksilöllisempää hoitoa ja parantavat niin potilaskokemusta kuin hoitotuloksia.

## Lähdeluettelo

1. Yli-Hankala, Arvi. Nukkuuko potilaani? *Duodecim* **1998**, 114(16), 1563–.
2. Devika Rani, D; Harsoor, SS. Depth of general anaesthesia monitors. *Indian Journal of Anaesthesia* **2012**, 56(5), 437–441. DOI: 10.4103/0019-5049.103956
3. Britton, JW; Frey, LC; Hopp, JL; Korb, P; Koubeissi, MZ; Lievens, WE. Electroencephalography (EEG): An Introductory Text and Atlas of Normal and Abnormal Findings in Adults, Children, and Infants. *Chicago: American Epilepsy Society* **2016**. ISBN-13: 978-0-9979756-0-4
4. Nayak, CS; Anilkumar, AC. EEG Normal Waveforms. *StatPearls Publishing* **2023**. PMID: 30969627
5. Barsy, BG; Györi, G; Szemes, PT. Development of EEG measurement and processing system in LabVIEW development environment. *International Review of Applied Sciences and Engineering* **2020**, 11(3), 287–297. DOI: 10.1556/1848.2020.00151
6. Rampil, IJ. A primer for EEG signal processing in anesthesia. *Anesthesiology* **1998**, 89(4), 980–1002. DOI: 10.1097/00000542-199810000-00023
7. Bear, M; Connors, B; Paradiso, MA. Neuroscience: Exploring the Brain. Enhanced fourth edition. *Burlington: Jones & Bartlett Learning* **2016**. ISBN: 9781284618747
8. Biasiucci, A; Franceschiello, B; Murray, MM. Electroencephalography. *Current Biology* **2019**, 29(3), R80-R85. DOI: 10.1016/j.cub.2018.11.052
9. Pourahmad, A; Mahnam, A. Evaluation of a Low-cost and Low-noise Active Dry Electrode for Long-term Biopotential Recording. *Journal of Medical Signals & Sensors* **2016**, 6(4), 197–202. PMID: 28028495
10. Oostenveld, R; Praamstra, P. The five percent electrode system for high-resolution EEG and ERP measurements. *Clinical Neurophysiology* **2001**, 112(4), 713-719. DOI: 10.1016/S1388-2457(00)00527-7
11. The 10-20 System for EEG - Electrophysiological Research Blog. *News & Events – TMSi* **2022**. <https://info.tmsi.com/blog/the-10-20-system-for-eeeg> (22.11.2024)
12. Qaisar, SM. A Computationally efficient EEG signals segmentation and de-noising based on an adaptive rate acquisition and processing. *IEEE 3rd International Conference on Signal and Image Processing (ICSIP)* **2018**, 182–186. DOI: 10.1109/SIPROCESS.2018.8600442
13. Chaddad, A; Wu, Y; Kateb, R; Bouridane, A. Electroencephalography Signal Processing: A Comprehensive Review and Analysis of Methods and Techniques. *Sensors (Basel)* **2023**, 23(14), 6434–. DOI: 10.3390/s23146434
14. Musizza, B; Ribaric, S. Monitoring the Depth of Anaesthesia. *Sensors (Basel)* **2010**, 10(12), 10896–10935. DOI: 10.3390/s101210896

15. Sun, Y; Wei, C; Cui, V; Xiu, M; Wu, A. Electroencephalography: Clinical Applications During the Perioperative Period. *Frontiers in Medicine* **2020**, 7, Article 251. DOI: 10.3389/fmed.2020.00251
16. Suojaranta-Ylinen, R; Salmenperä, M; Vento, A; Soenne, L. Sydänleikkauspotilaiden neurologiset komplikaatiot. *Duodecim* **2012**, 128(9), 929–936.
17. Definition of anesthesia - NCI Dictionary of Cancer Terms. *National Cancer Institute – NIH*. <https://www.cancer.gov/publications/dictionaries/cancer-terms/def/anesthesia> (22.11.2024)
18. Yli-Hankala, A; Scheinin, H. Voiko anestesian syvyyttä mitata aivosähkökäyrällä?. *Duodecim* **2015**, 131(20), 1929–1936.
19. Mathur, S; Patel, J; Goldstein, S; Hendrix, JM; Jain, A. Bispectral Index. *StatPearls Publishing* **2023**. PMID: 30969631
20. Lee, HC; Ryu, HG; Park, Y; Yoon, SB; Yang, SM; Oh, HW; Jung, CW. Data Driven Investigation of Bispectral Index Algorithm. *Scientific Reports* **2019**, 9(1), Article 13769. DOI: 10.1038/s41598-019-50391-x
21. Singh, S; Bansal, S; Kumar, G; Gupta, I; Thakur, JR. Entropy as an Indicator to Measure Depth of Anaesthesia for Laryngeal Mask Airway (LMA) Insertion during Sevoflurane and Propofol Anaesthesia. *Journal of Clinical and Diagnostic Research* **2017**, 11(7), UC01–UC03. DOI: 10.7860/JCDR/2017/27316.10177
22. Liang, Z; Wang, Y; Sun, X; Li, D; Voss, LJ; Sleight, JW; Hagihira, S; Li, X. EEG entropy measures in anesthesia. *Frontiers in Computational Neuroscience* **2015**, 9, Article 16. DOI: 10.3389/fncom.2015.00016
23. Kreuer, S; Wilhelm, W. The Narcotrend monitor. *Best Practice Res Clin Anaesthesiology* **2006**, 20(1), 111–119. DOI: 10.1016/j.bpa.2005.08.010
24. Drover, D; Ortega, HR. Patient state index. *Best Practice Res Clin Anaesthesiology* **2006**, 20(1), 121–128. DOI: 10.1016/j.bpa.2005.07.008
25. Jun, MR; Yoo, JH; Park, SY; Na, S; Kwon, H; Nho, JH; Kim, SI. Assessment of phase-lag entropy, a new measure of electroencephalographic signals, for propofol-induced sedation. *Korean Journal of Anesthesiology* **2019**, 72(4), 351–356. DOI: 10.4097/kja.d.19.00019
26. Shin, HW; Kim, HJ; Jang, YK; You, HS; Huh, H; Choi, YJ; Choi, SU; Hong, J. Monitoring of anesthetic depth and EEG band power using phase lag entropy during propofol anesthesia. *BMC Anesthesiol* **2020**, 20(1), 1–10. DOI: 10.1186/s12871-020-00964-5
27. Anesthesia Depth Monitoring Equipment Market. *Verified Market Reports* **2023**. [https://www.verifiedmarketreports.com/product/anesthesia-depth-monitoring-equipment-market/?trk=article-ssr-frontend-pulse\\_little-text-block/](https://www.verifiedmarketreports.com/product/anesthesia-depth-monitoring-equipment-market/?trk=article-ssr-frontend-pulse_little-text-block/) (22.11.2024)

28. Afshar, S; Boostani, R; Sanei, S. A Combinatorial Deep Learning Structure for Precise Depth of Anesthesia Estimation from EEG Signals. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* **2021**, 25(9), 3408-3415. DOI: 10.1109/JBHI.2021.3068481
29. Yun, WJ; Shin, M; Mohaisen, D; Lee, K; Kim, J. Hierarchical Deep Reinforcement Learning-Based Propofol Infusion Assistant Framework in Anesthesia. *IEEE Transactions on Neural Networks and Learning Systems* **2024**, 35(2), 2510–2521. DOI: 10.1109/TNNLS.2022.3190379