

Anestesian syvyyden arviointi aivosähkökäyrän (EEG) avulla

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos
TkK-tutkielma
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia
Maaliskuu 2025
Maria Kangasniemi

TURUN YLIOPISTO
Tietotekniikan laitos

MARIA KANGASNIEMI: Anestesian syvyyden arviointi aivosähkökäyrän (EEG) avulla

TkK-tutkielma, 29 s.

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia

Maaliskuu 2025

Tämä kirjallisuuskatsaus käsittelee EEG-signaalien analyysimenetelmiä anestesian syvyyden arvioinnissa, aivoaaltojen muutoksia anestesian aikana sekä tähän liittyviä haasteita ja häiriöitä. Tutkielman tavoitteena on tarjota katsaus nykyisiin menetelmiin, niiden sovelluksiin ja kehityssuuntiin, keskittyen erityisesti anestesian hallintaan kirurgisissa toimenpiteissä. Kohteena ovat aikuispotilaat ja kliiniset tilanteet, joissa EEG:tä hyödynnetään anestesian syvyyden mittaamiseen.

Kirjallisuuskatsaus painottuu menetelmiin, kuten bispektraali-indeksi, tehospektrin tiheysanalyysi, koneoppimismallit ja purskevaimentumailmiö. Lisäksi tutkielmassa analysoidaan EEG-signaalien haasteita, kuten artefakteja ja potilaskohtaisia eroavaisuuksia, sekä näiden vaikutusta anestesiaseurantaan.

Tutkielma osoittaa, että EEG tarjoaa arvokasta tietoa aivotoiminnasta ja anestesian syvyydestä, mutta nykyisten menetelmien tarkkuutta rajoittavat artefaktit, algoritmien heikkoudet ja yksilölliset vaihtelut. Tulevaisuuden kehitys, kuten koneoppimisen hyödyntäminen artefaktien hallinnassa ja anestesian syvyyden ennustamisessa, voi parantaa EEG:n käyttöä ja potilasturvallisuutta. Tulosten perusteella suositellaan EEG-analyysin laajempaa soveltamista ja algoritmien yksilöllistämistä anestesiaseurannan tarkkuuden lisäämiseksi. Tämä työ korostaa EEG:n merkitystä modernissa anestesiologiassa ja tarjoaa näkökulmia sen kehittämiseksi entistä tehokkaammaksi työkaluksi.

Asiasanat: aivosähkökäyrä, anestesia, anestesian syvyys, bispektraali-indeksi, aivoaalto, koneoppiminen

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Anestesia	4
2.1	Fysiologia anestesian taustalla	4
2.2	Anestesian muodot ja niiden toteutustavat	6
3	Elektroenkefalografia (EEG)	9
3.1	EEG:ssä käytettävä laitteisto	9
3.2	EEG-signaalien tulkinta ja analyysi	11
4	Aivosähkökäyrän hyödyntäminen anestesian syvyyden arvioinnissa	15
4.1	Aivoaaltojen muutokset anestesian aikana	15
4.2	EEG-analyysissa käytettävät menetelmät anestesian syvyyden arvioin- tiin	17
4.3	Haasteet ja häiriöt EEG-signaalissa anestesian aikana	21
4.4	Pohdintaa löydöksistä	24
5	Yhteenveto	28
	Lähdeluettelo	30

Kuvat

2.1	GABA-reseptori	5
3.1	EEG-elektrodien asennus kahdella eri tavalla.	10
3.2	Aivoaallot EEG:ssä	12
4.1	Purskevaimentumailmiö	17

1 Johdanto

Anestesian syvyyden arviointi on olennainen osa modernia kirurgiaa ja tehohoitoa, jossa potilaan turvallisuus ja optimaalinen anestesiahoito ovat etusijalla. Anestesian tarkoituksena on ylläpitää potilaan tajuttomuus, kivuttomuus ja liikkumattomuus koko leikkausprosessin ajan. Tämä tila saavutetaan käyttämällä anestesia-aineita, joiden tarkka annostelu ja jatkuva monitorointi ovat välttämättömiä, sillä anestesian liian syvä tai liian matala taso voi aiheuttaa vakavia komplikaatioita. Perinteisesti anestesian syvyyttä on arvioitu kliinisten mittareiden, kuten sydämen sykkeen ja verenpaineen, perusteella, mutta näillä fysiologisilla mittareilla on rajoitteita anestesian syvyyden tarkassa mittauksessa. [1], [2]

Aivosähkökäyrä (elektroenkefalografia, EEG) on vakiintunut tekniikka aivojen sähköisen toiminnan mittaamiseen. EEG perustuu päänahalle asetettujen elektrodien avulla mitattavaan jännite-erotukseen, joka syntyy aivokuoren hermosolujen toiminnasta. [3]. Alun perin EEG:tä käytettiin pääasiassa neurologisten sairauksien, kuten epilepsian, diagnosointiin. Nykyään kuitenkin EEG:n sovellusmahdollisuudet ovat laajentuneet merkittävästi. Viime vuosikymmeninä EEG:stä on tullut tärkeä työkalu myös anestesian syvyyden arvioinnissa, sillä sen avulla voidaan mitata tajunnan tasoa ja monitoroida aivotoiminnan muutoksia reaaliaikaisesti. EEG:n avulla on mahdollista havaita aivojen sähköisen toiminnan muutoksia, jotka korreloivat anestesian syvyyden kanssa. [2], [4]

EEG:n käytössä anestesian syvyyden mittaamisessa on myös haasteensa. EEG-

signaalit ovat monimutkaisia ja herkkiä erilaisille häiriöille. Muun muassa silmänliikkeet ja lihasaktiivisuus voivat vääristää signaalia ja vaikeuttaa sen tulkintaa. [3]. Lisäksi EEG-signaalien tulkinta vaatii erityisiä analyysimenetelmiä, kuten Fouriermuunnosta ja koneoppimismalleja, joilla signaali voidaan muuntaa helposti tulkittavaksi ja anestesian syvyyden kannalta merkitykselliseksi informaatioksi [4].

Tässä kirjallisuuskatsauksessa tarkastellaan EEG:n käyttöä anestesian syvyyden mittaamisessa. Käsiteltävät tutkimuskysymykset ovat seuraavat:

TK1 Mitä muutoksia EEG-signaalissa tapahtuu anestesian aikana?

TK2 Mitä menetelmiä EEG-analyysissä käytetään anestesian syvyyden arvioimiseksi?

TK3 Mitkä ovat EEG-signaalin hyödyntämisen haasteet anestesian syvyyden arvioinnissa?

Tämä tutkielma koostuu viidestä luvusta. Johdannon jälkeen luvussa 2 esitellään anestesian periaatteet, minkä jälkeen siirrytään luvussa 3 käsittelemään EEG:n teknologiaa. Nämä luvut tarjoavat taustan ja kontekstin luvulle 4, jossa syvennytään tutkimuskysymyksiin hyödyntäen ajankohtaisia tutkimuksia. Neljännen luvun lopussa pohditaan vielä saatuja löydöksiä. Lopuksi luvussa 5 kootaan yhteen tutkielman ydin.

Kirjallisuuskatsauksen tiedonhaku toteutettiin useista tieteellisistä tietokannoista hyödyntämällä erilaisia hakulausekkeita. Tutkimuksen painopisteenä olivat EEG:n käyttö ja tulkinta anestesian yhteydessä. Vaikka EEG:n ja anestesian historia on pitkä, EEG:n systemaattinen hyödyntäminen anestesian syvyyden arvioinnissa on vakiintunut vasta viimeisten parinkymmenen vuoden aikana. Tässä kirjallisuuskatsauksessa keskityttiin analysoimaan eri sovelluksia ja menetelmiä EEG-signaalin tulkintaan anestesian aikana.

Tiedonhaussa päätietokannoiksi valittiin PubMed, Web of Science, IEEE Xplore, ja Volter, joiden kautta pyrittiin kattavaan tiedonkeruuseen. Hakulausekkeina käytettiin aluksi laajoja asiasanoja, kuten anesthesia, EEG, ja brainwaves. Näitä tarkennettiin myöhemmin yhdistämällä asiasanoja, kuten anesthesia AND EEG, anesthesia AND depth AND (EEG OR electroencephalography) sekä EEG AND artifacts. Tuloksia rajattiin edelleen vuosien 2019—2024 julkaisuihin ja englanninkielisiin artikkeleihin. Tarkentamisessa hyödynnettiin myös abstraktien ja systemaattisten katsauksien rajauksia.

2 Anestesia

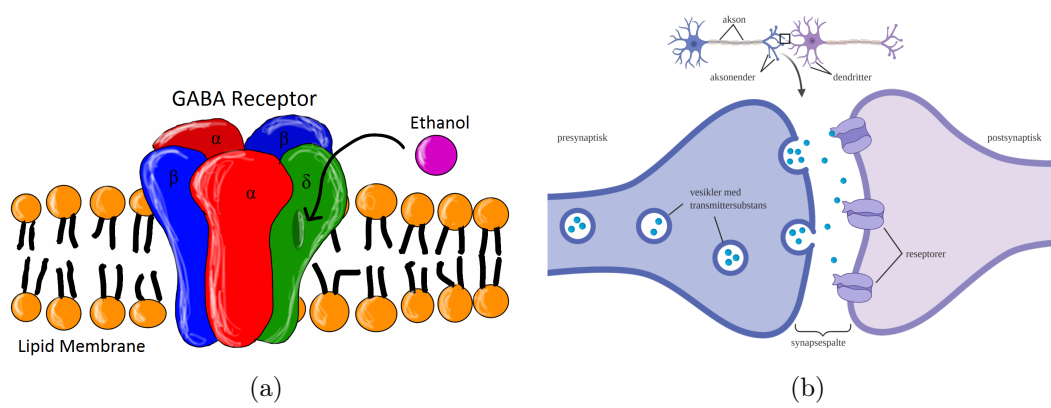
Anestesia on lääketieteellinen tila, jonka avulla saavutetaan kivuttomuus, liikkumattomuus ja tajuttomuus kirurgisten toimenpiteiden ajaksi. Anestesian tavoitteena on estää potilasta tuntemasta kipua ja eliminoida tahdonalainen liike, jotta kirurginen prosessi voidaan suorittaa turvallisesti ja tarkasti. Anestesian aikana seurataan potilaan happisaturaatiota, hengitystä, verenkiertoa ja lämpötilaa. Anestesian syvyys ja sen tarkka hallinta ovat elintärkeitä potilasturvallisuuden ja toimenpiteen onnistumisen kannalta. Liian matala anestesian taso voi johtaa potilaan heräämiseen tai kipuun leikkauksen aikana, kun taas liian syvä anestesia voi aiheuttaa hengityksen lamaantumista ja vakavia sydän- ja verenkierto-ongelmia. [1]

2.1 Fysiologia anestesian taustalla

Anestesian aikana keskushermoston, erityisesti aivojen, aktiivisuus vähenee merkittävästi. Yleisanestesia vaikuttaa hermosolujen toimintaan sekä synapsien kautta tapahtuvaan viestintään, mikä estää kipusignaalien kulkeutumisen ja tietoisuuden. Tämä tila saavutetaan käyttämällä anestesia-aineita, jotka vaikuttavat aivojen eri osiin ja niiden toimintaan. [1]

Anestesia-aineet sitoutuvat usein GABA-reseptoreihin ja tehostavat GABAn (gamma-aminovoihappo) estävää vaikutusta hermosoluissa. GABA on aivojen pääasiallinen estävä välittäjäaine, ja sen aktivoituminen johtaa hermosolujen hiljenemiseen, mikä estää aivojen sähköistä toimintaa. [1]. Kuvassa 2.1a molekyyli sitoutuu GABA-

reseptoriin, mikä tehostaa GABAn estävää vaikutusta hermosolussa ja vähentää aivokemiallista viestintää hidastamalla hermosolujen toimintaa. Esimerkiksi yleisanestesia-aine propofoli voimistaa GABA-reseptorien vaikutusta, mikä johtaa syvään tajuttomuuteen. Lisäksi osa anestesia-aineista, kuten ketamiini, vaikuttaa NMDA-reseptoreihin (N-metyyli-D-aspartaatti), jotka säätelevät kiihdyttävää glutamaatti-välittäjäainetta ja edistävät näin anestesian vaikutuksia. [2], [1]



Kuva 2.1: GABA-reseptori

(a) Etanolimolekyyli sitoutuu GABA-reseptoriin, mikä tehostaa GABAn estävää vaikutusta hermosolussa. (CC BY-SA 3.0 NO). [5], [1]. (b) Hermosolun synapsi: välittäjäainemolekyylit (norj. transmittersubstans) vapautuvat presynaptisesta solusta synapsirakoon ja kiinnittyvät postsynaptisen solun reseptoreihin, kuten GABA-reseptoreihin. (CC BY-SA 4.0). [6]

Yksi anestesian tavoitteista on saavuttaa tahdonalaisten lihasten rentoutus, mikä mahdollistaa kirurgiset toimenpiteet ilman potilaan liikkeitä. Lihasrelaksantteja käytetään usein yleisanestesian yhteydessä täydentämään tajuttomuuden vaikutusta lihaksiin. Tämä lihasrentoutus mahdollistaa kirurgiset toimenpiteet turvallisesti mutta vaatii samalla hengityksen tukemista, koska hengityslihasten toiminta on lamaantunut. Refleksit, kuten yskiminen ja nielaiseminen, estyvät anestesian aikana, mikä parantaa potilasturvallisuutta erityisesti hengitysteiden hallinnassa. Toisaalta tämä refleksien lamaantuminen vaatii, että potilaan hengitystiet pidetään avoimina keinotekoisesti intubaatioputken tai hengitysmaskin avulla. [1]

Anestesia vaikuttaa verenkiertoelimistöön sekä merkittävästi hengitystoimintaan. Useimmat yleisanestesia-aineet vähentävät hengityskeskuksen herkkyyttä hiilidiok-

sidille, mikä johtaa hengitystaaajuuden ja -tilavuuden pienenemiseen. Tämä hengityslama voi olla niin voimakas, että potilaan hengitys on tuettava mekaanisesti anestesian aikana. Verenkiertoelimistössä anestesia voi aiheuttaa verenpaineen laskua, koska monet anestesia-aineet laajentavat verisuonia ja vähentävät sydämen pumpaustehoa. Tämä johtuu siitä, että anestesia vaikuttaa sympaattiseen hermostoon, joka säätelee verisuonten supistumista ja sydämen sykettä. Anestesia-aineet, kuten propofoli ja isofluraani, voivat suoraan vähentää sydämen supistuvuutta ja sydämen minuuttitilavuutta, mikä lisää alentuneen verenpaineen riskiä. Verenkierron muutosten hallinta anestesian aikana on tärkeää, sillä liian alhainen verenpaine voi heikentää elinten, erityisesti aivojen ja munuaisten, verenkiertoa ja toimintaa. [1]

2.2 Anestesian muodot ja niiden toteutustavat

Anestesia voidaan jakaa neljään päätyyppiin: yleisanestesia, alueanestesia, paikallispuudutus ja sedaatio eli monitoroitu anestesia [7]. Yleisanestesia vaikuttaa koko hermostoon ja aiheuttaa täydellisen tajuttomuuden, mikä on tarpeen monissa suurissa kirurgisissa toimenpiteissä. Alueanestesia, kuten spinaali- tai epiduraalianestesia, kohdistuu tietylle kehon alueelle ja estää kivun tuntemuksen kyseisellä alueella. Potilas säilyy tämän toimenpiteen aikana usein hereillä. Paikallispuudutuksessa taas puudutetaan vain pieni, tarkasti rajattu kehonosa, ja se soveltuu pieniin toimenpiteisiin, joissa ei tarvita laajamittaista kivunlievitystä tai tajuttomuutta. [1]. Monitoroitu anestesia on anestesiamenetelmä, jossa potilas pidetään toimenpiteen aikana rauhoitettuna (sedatoina) ja kivuttomana, mutta ei täysin tajuttomana. Sedaatiossa anestesia-aineen valvoo potilasta jatkuvasti ja hallitsee kivunlievityksen sekä sedaation tason toimenpiteen aikana. [8]

Yleisanestesia tarkoittaa tilaa, jossa potilas on täysin tajuton eikä koe kipua tai tunne ympäristöään. Tämä tila saavutetaan yhdistämällä yleensä useita lääkkeitä, jotka tuottavat tajuttomuuden, kivuttomuuden ja lihasrentoutuksen. Yleisanestesi-

aa käytetään laajasti suurissa leikkauksissa, joissa tarvitaan täydellistä liikkumattomuutta ja potilaan täyttä tajuttomuutta. [1], [9]

Yleisanestesiassa voidaan käyttää laskimo- tai inhalaatioanesteetteja. Laskimoanesteetit, kuten propofoli, annetaan suoraan laskimoon aiheuttaen nopeasti tajuttomuuden. Inhalaatioanesteetit, kuten isofluraani ja sevofluraani, hengitetään potilaan ilmäteihin, ja ne ylläpitävät tajuttomuutta koko toimenpiteen ajan. Usein yleisanestesian aikana annetaan myös lihasrelaksantteja, jotta saavutetaan täydellinen lihasrentoutus ja estetään potilasta liikkumasta tahattomasti. [1]

Anestesiaa ohjataan ja seurataan tarkasti, ja hermoston toiminnan arviointi on tärkeä osa anestesian hallintaa. Yleisanestesian aikana keskushermosto lamaantuu, mikä vaikuttaa erityisesti aivokuoren toimintaan. Anestesian syvyyttä seurataan useimmiten fysiologisten mittareiden, kuten verenpaineen ja sydämen sykkeen, avulla, mutta nämä eivät aina kerro tarkasti potilaan tajunnan tasosta. Tämän vuoksi aivosähkökäyrän käyttö anestesian syvyyden mittaamisessa on lisääntynyt, sillä EEG tarjoaa reaaliaikaisen näkymän aivojen sähköiseen toimintaan. [1], [9]

Alueanestesiassa kipuaistimus estetään tietyltä kehon alueelta ilman, että potilas menettää tajuntaansa. Alueanestesia on yleinen vaihtoehto leikkauksissa, jotka kohdistuvat alaraajoihin, lantioon tai vatsan alueelle. Alueanestesian etuna on vähäisempi vaikutus potilaan hengitystoimintaan ja verisuonistoon verrattuna yleisanestesiaan, mikä tekee siitä turvallisemman vaihtoehdon monille potilaille.

Yleisimpiä alueanestesian menetelmiä ovat spinaali- ja epiduraalianestesia. Spinaalianestesiassa puudute ruiskutetaan selkäydinnesteeseen, mikä estää kipusignaalien kulkeutumisen aivoihin alaraajoista. Epiduraalianestesiassa puudute annetaan selkäydinkanavassa epiduraalitilaan, jolloin vaikutus kohdistuu kipua välittäviin hermoihin, mutta ei tunkeudu selkäydinnesteeseen. Näitä menetelmiä käytetään erityisesti alavartalon leikkauksissa, kuten lonkka- ja polvileikkauksissa, sekä synnytysissä.

Paikallisuudutuksessa puudutetaan vain tarkasti rajattu kehon osa, kuten ihoalue tai pieni kudosalue, jolloin kipuaistimus poistuu tältä alueelta lyhyeksi ajaksi. Paikallisuudutusta käytetään erityisesti pienissä kirurgisissa toimenpiteissä ja toimenpiteissä, joissa anestesia halutaan kohdistaa hyvin tarkasti. Yleisimmin käytettyjä paikallisuudutteita ovat lidokaiini ja bupivakaiini, jotka ruiskutetaan suoraan toimenpidealueelle. Paikallisuudutus vaikuttaa vain alueellisesti eikä vaikuta potilaan tajuntaan, joten se on turvallinen vaihtoehto, jossa potilas pysyy hereillä toimenpiteen ajan. [1]

3 Elektroenkefalografia (EEG)

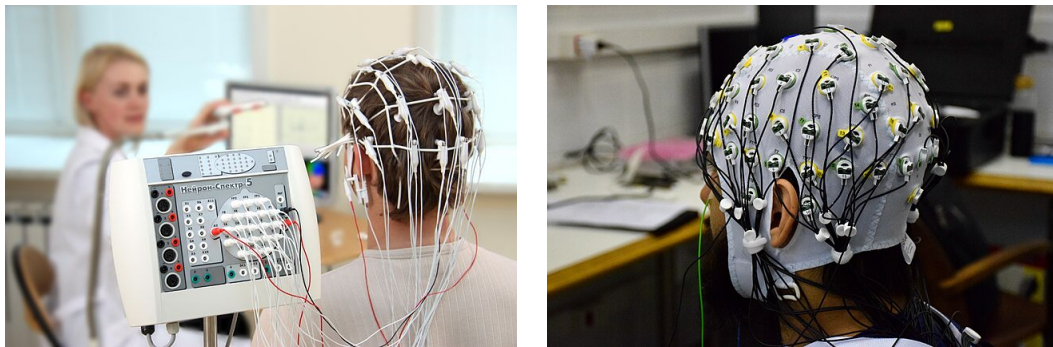
Aivosähkökäyrä eli elektroenkefalografia (EEG) on ei-invasiivinen menetelmä, joka mittaa aivojen sähköistä aktiivisuutta. Tämä sähköinen aktiivisuus on seurausta aivojen miljardien hermosolujen toiminnasta. EEG on kliinisessä käytössä yli 85 vuoden ajan ollut luotettava ja edullinen työkalu aivojen sähköisen toiminnan arvioimiseksi. Se toimii erinomaisesti neurologisten häiriöiden tutkimuksessa ja seurannassa, kuten epilepsian, amnesian, aivosairauksien, hermostosairauksien ja erilaisten kohtausten tunnistamisessa. [10], [3]

EEG:n mittausten menetelmien valinta riippuu siitä, mitä aivojen toimintaa halutaan tarkastella. Tyypillisin on 20–30 minuuttia kestävä rutiini-EEG, jossa potilaan aivojen sähköistä aktiivisuutta mitataan levossa. Tällainen EEG soveltuu hyvin potilaiden diagnostiseen arviointiin. [10], [3]

3.1 EEG:ssä käytettävä laitteisto

EEG:n mittaustaliteisto koostuu elektrodeista, vahvistimista, suodattimista sekä tiedonkeruuyksiköstä, joka tallentaa luetun datan. EEG-signaalien mittaamiseen käytetään erityisiä elektrodeja, jotka asetetaan päänahalle (ks. kuva 3.1), yleensä käyttäen standardoitua 10–20-järjestelmää. Tämä järjestelmä määrittelee elektrodien sijoittelun pään anatomisten alueiden mukaisesti. Elektrodit asetetaan pään pinnalle niin, että niiden välinen etäisyys perustuu pään ympärysmittaan 10 tai 20 prosentin osuuksiin. Näin elektrodit sijoittuvat tiettyihin kohtiin pään eri alueilla, kuten ot-

salle (frontaalinen, F), ohimoille (temporaalinen, T), päälle (parietaalinen, P) ja takaraivolle (okkipitaalinen, O). Elektrodien erilaisella sijoittelulla voidaan mitata haluttuja aivoalueita. Elektrodit ovat yleensä hopea-hopeakloridipäällysteisiä levyjä, jotka varmistavat hyvän signaalin siirron. Yhä useammin käytetään myös verkkoja tai myssyjä, joissa elektrodit on valmiiksi kiinnitetty, mikä helpottaa nopeaa ja tarkkaa asennusta (ks. kuva 3.1b). [3]



(a) EEG-verkkopäähine ja liitinrasia. CC BY-SA 4.0. [11], [3]

(b) EEG-myssy. CC BY-SA 4.0. [12]

Kuva 3.1: EEG-elektrodien asennus kahdella eri tavalla.

Koska EEG-signaalit ovat pienjännitteisiä, yleensä mikrovolttien tasolla, ne vaativat vahvistamista. Elektrodien johdot asennetaan liitinrasiaan (ks. kuva 3.1a), josta signaali välittyy vahvistimille. Eri elektrodeilta saapuvat signaalit yhdistetään, mutta ennen vahvistimille saapumista yhdistetty signaali muutetaan analogisesta digitaaliseksi (A/D). A/D-muunnin liitetään EEG-laitteen tietokonejärjestelmään näytteiden tallentamiseksi. EEG-vahvistimet vahvistavat aivoista tulevat matala-amplitudiset signaalit, jotta ne voidaan esittää visuaalisesti. [3]

Signaaleihin liittyviä häiriöitä, kuten lihasaktiiviteettia, vähennetään suodattimilla. Tavallisesti käytetään LP- ja HP-suodattimia (engl. low pass ja high pass), jotka auttavat erottamaan kohinan varsinaisesta signaalista. [3]

3.2 EEG-signaalien tulkinta ja analyysi

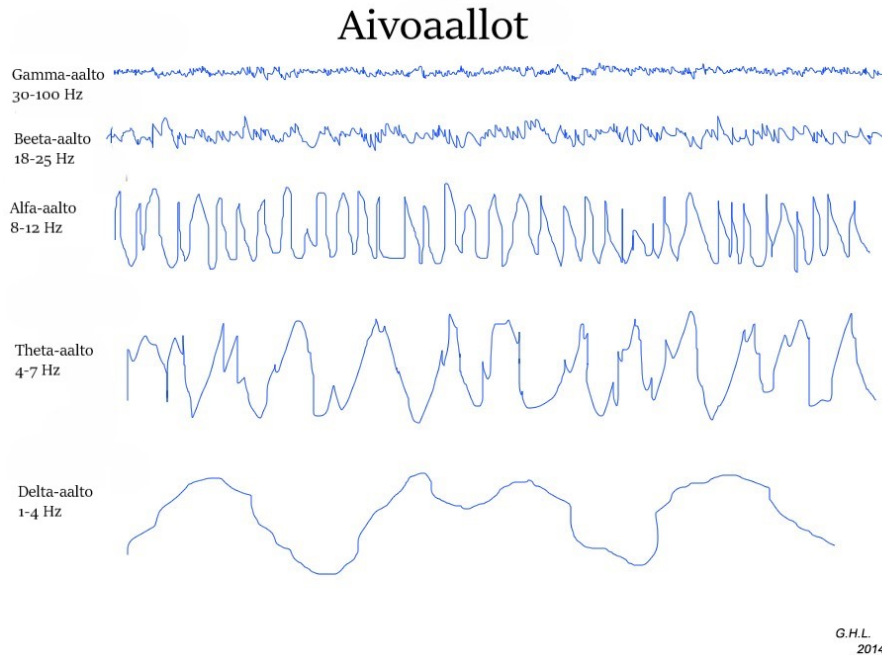
Jotta aivosähkökäyrää voidaan hyödyntää anestesian syvyyden arvioinnissa, on ensin ymmärrettävä EEG:n normaalimuodot. EEG-signaalit koostuvat erilaisista aivoaaltojen taajuuksista, joita käytetään aivotoiminnan arvioimiseen. Näitä analysoitavia aaltotaajuuksia ovat delta-, theeta-, alfa-, beeta- ja gamma-aallot (ks. kuva 3.2). [3]

Alpha-, beeta- ja gamma-aallot ovat nopeita aivoaaltoja. Alfa-aallot ovat kaikista aivoaalloista selkeimmin havaittavissa EEG-signaalissa. Ne havaitaan signaalin taajuusalueella 8–12 Hz ja ovat muodoltaan hyvin symmetrisiä. Alfa-aaltojen amplitudi ja taajuus heikkenevät silmien avautuessa. Beeta-aaltojen taajuus vaihtelee välillä 13–30 Hz. Vaikka beeta-aalloilla on laajin taajuuden vaihteluväli kaikista aivoaalloista, niiden amplitudi on usein matala. Aivoaaltojen suurimmat taajuudet löytyvät kuitenkin vähintään 30 Hz:n gamma-aalloista. [4], [3]

Delta ja theeta ovat hitaita aivoaaltoja. Delta-aaltoja havaitaan 0,5–4 Hz:n taajuusalueella ja niiden amplitudi on aivoaalloista suurin. Theeta-aaltoja nähdään 4–8 Hz:n taajuusalueella. Näiden lisäksi voidaan havaita muunnelmia aivoaalloista. Näitä ovat esimerkiksi wicket-aallot, purkaukset ja piikkiaallot. Wicket-aallot ovat erityisesti ohimolohkon alueella esiintyviä kaaren muotoisia rytmejä. [10], [4]

Aivosähkökäyrän signaaleilla on dynaamisia ominaisuuksia, joita voidaan tutkia esimerkiksi aika-taajuusanalyseilla. Näihin ominaisuuksiin kuuluvat muun muassa aallonpituus, amplitudi, terävyys, kaltevuuden suunta ja nollatason ylitys. [14]. EEG-signaalien amplitudi kertoo aivoaktiivisuuden voimakkuudesta, ja se voi vaihdella tilanteen mukaan, kuten unen, hereillä olon tai anestesian aikana. Anestesian syventyessä aivoaaltojen voimakkuus heikkenee. Kun aaltomuotoa on havaittavissa vähintään kahden minuutin ajan EEG-signaalissa, luokitellaan se hyvänlaatuiseksi. [15], [10]

Elektrodeista saapuvat signaalit on saatava yhdistettyä, suodatettua ja analysoitua signaalinkäsittelymenetelmillä. EEG-signaaleihin voivat vaikuttaa muun muassa



Kuva 3.2: Aivoaallot EEG:ssä
CC BY-SA 3.0: Tekstit suomennettu. [13]

silmänliikkeet, lihasaktiiviteetti ja ulkoinen kohina. Näiden häiriöiden poistamiseen käytetään erilaisia suodatustekniikoita, kuten ylä- ja alapäästösuodattimia. Suodatus on tehtävä huolellisesti, jotta varsinaiset EEG-aktiiviteetit eivät vääristy. [3]. Yksi käytetyimmistä analyysimenetelmistä on bispektraali-indeksi (engl. bispectral index, BS), joka kuvastaa anestesian syvyyttä indeksiarvoilla 0–100 [14]. Bispektraali-indeksiin ja muihin EEG-analyysissä käytettäviin menetelmiin perehdytään enemmän luvussa 4.2.

EEG-raakadatan analysoinnissa voidaan hyödyntää erilaisia matemaattisia algoritmeja ja tilastollisia malleja. Taajuusanalyysissä yleisesti käytetty menetelmä on Fourier-muunnos, jolla EEG-signaali jaetaan eri taajuuskomponentteihin. Tällöin analysoidaan erityisesti delta- ja theetataajuuksien läsnäoloa esimerkiksi unessa tai häiriötiloissa. [2]. Wavelet-analyysi on Fourier-muunnoksen kehittyneempi versio, joka tarjoaa mahdollisuuden tarkastella signaalin piirteitä sekä ajan että taajuuden suhteen. Aika-tasoanalyysissä keskitytään signaalin amplitudiin, aallonpituuteen ja

nollatason ylitykseen. [4]. Tilastollisista analyyseistä esimerkkinä on näytteen entropia, joka mittaa EEG-signaalin monimutkaisuutta ja ennustettavuutta. Anestesian aikana EEG-signaali yksinkertaistuu, ja entropian lasku kuvastaa potilaan siirtymistä syvempään anestesiatasoon. [15]

Kvantitatiivinen EEG (engl. quantitative EEG, qEEG) tarjoaa matemaattisen tavan analysoida EEG-dataa. Sen avulla eri taajuuskomponentit voidaan erotella, ja tulokset esitetään usein värikoodattuina karttoina tai graafeina. Tämä visualisointi auttaa havaitsemaan tietyn aivoalueen toiminnan muutoksia ajan myötä. Bispektraalimonitori hyödyntää qEEG-analyysin tuloksia ja esittää potilaan aivotoimintaa kuvaavia spektrikuvia. Näissä kuvissa värit punaisesta tummansiniseen kuvaavat taajuusalueiden voimakkuutta, mikä mahdollistaa taajuusalueilla tapahtuvien muutosten havainnoinnin. Tämä analyysi tukee anestesian annostelua ja lääkkeiden vaikutusten arviointia leikkaustilanteessa. Spektrianalyysi ja qEEG ovat erityisen hyödyllisiä myös pitkäaikaisessa seurannassa ja neurodegeneratiivisten, hermostoa rappeuttavien, sairauksien diagnostiikassa, joissa pienetkin aivotoiminnan muutokset voivat olla merkityksellisiä. [16], [2]

Signaalinkäsittelymenetelmissä hyödynnetään myös erilaisia koneoppimismalleja. Tukivektorikoneet (engl. support vector machine, SVM) käyttävät koneoppimista EEG:n luokitteluun erityisesti kohtausaktiivisuuden tunnistamisessa. Neuroverkot sen sijaan pystyvät oppimaan monimutkaisia malleja ja soveltuvat esimerkiksi anestesian syvyyden ennustamiseen. [4]

EEG-laitteiston ja signaalinkäsittelymenetelmien lisäksi voidaan EEG-aktivointitekniikoilla pyrkiä lisäämään aivojen sähköisen toiminnan näkyvyyttä ja laukaamaan mahdollisia poikkeavia EEG-piirteitä. Hyperventilaatio, eli liukahengitys, voi lisätä delta-aaltoja ja tuoda esiin epileptisiä purkauksia. Fotostimulaatio, eli valoärsykkeelle altistuminen, voi laukaista erityisesti valoherkkiin kohtauksiin liittyviä purkauksia. Univaje puolestaan lisää mahdollisuutta havaita epileptisiä purkauksia

unen aikana, sillä uni voi itsessään lisätä kohtaustoiminnan esiintymistä. [3]

4 Aivosähkökäyrän hyödyntäminen anestesian syvyyden arvioinnissa

EEG mittaa aivojen sähköistä toimintaa kallon pinnalta ja tuottaa signaaleja, jotka koostuvat eri taajuisista aivoaalloista. Näiden aivoaaltojen taajuus ja amplitudi muuttuvat anestesian aikana, ja näitä muutoksia voidaan käyttää arvioimaan anestesian syvyyttä.

4.1 Aivoaaltojen muutokset anestesian aikana

Anestesian aikana EEG-signaalin rakenne muuttuu merkittävästi, ja nämä muutokset kuvastavat anestesian vaikutusta aivotoimintaan ja tajunnan tasoon. Anestesian aikana EEG:ssä on havaittavissa alfa-, beeta-, theeta- ja delta-aaltoja. Näiden aivoaaltojen muutosten tarkastelu on keskeinen osa anestesian syvyyden arviointia, sillä erilaiset aivoaallot ja niiden ominaisuudet antavat tietoa anestesia lääkkeiden vaikutuksista sekä potilaan tilasta toimenpiteen aikana. [2]

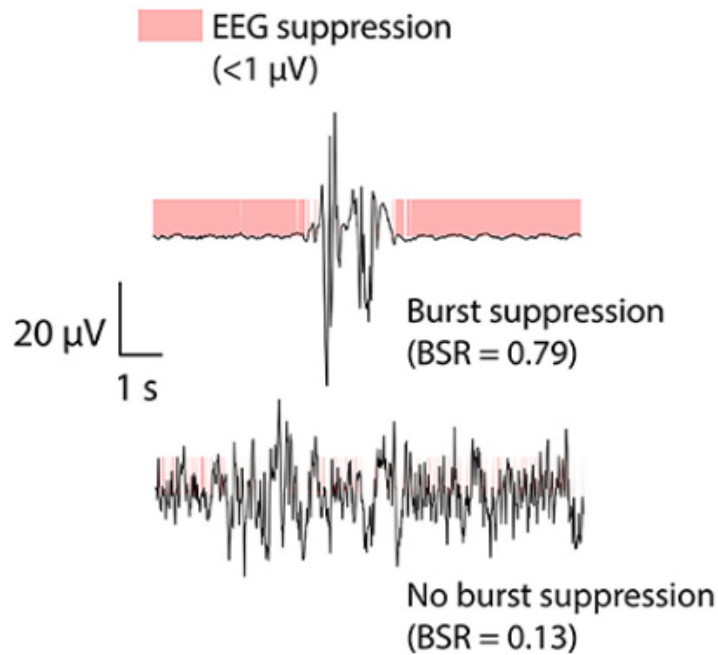
Alfa-aallot ovat tyypillisiä hereillä ollessa, erityisesti rentoutuneessa tilassa silmät kiinni. Alfa-aaltojen pääalue on takaraivolohko, ja niiden hallitsevuus vähenee silmien avaamisen myötä. Beeta-aaltoja esiintyy aktiivisen ajattelun, keskittymisen ja valppauden tiloissa. Ne voimistuvat erityisesti lääkkeiden, kuten bentsodiatsepiinien, vaikutuksesta. Alfa- ja beeta-aallot ovat nopeita aivoaaltoja ja näkyvät tiheämpänä sahalaitana EEG-signaalissa (ks. kuva 3.2). [2], [10]. Gamma-aallot, jotka

ovat alfa- ja beeta-aaltojakin nopeampia aivoaaltoja, liittyvät tietoihin toimintoihin eivätkä yleensä näy anestesian aikana. Poikkeuksena on kuitenkin ketamiinin vaikutus, joka voi aktivoida gamma-aaltoja EEG-signaalissa. [17]

Hitaammat aivoaallot, theeta- ja delta-aallot (ks. kuva 3.2), näkyvät selkeämpänä signaalina EEG:ssä. Theeta-aallot liittyvät uneliaisuuteen ja kevyisiin univaiheisiin, ja niitä voi esiintyä myös syvässä rentoutumisen tiloissa. Theeta-aaltojen esiintyminen voi vaihdella yksilön hereillä olon ja unen siirtymätilojen välillä. Delta-aaltoja esiintyy syvän unen aikana sekä aivojen lepovaiheissa. Näitä aaltoja nähdään myös nuorten lasten EEG:ssä ja ne voivat liittyä aivojen kehityksellisiin muutoksiin. [2]

Neljän aivoaallon lisäksi aivosähkökäyrässä voi havaita purskevaimentumailmiön (engl. burst suppression, BS), jossa vuorottelevat korkea-amplitudista aktiivisuutta sisältävät purkaukset ja hiljaiset matala-amplitudiset tai tasaiset jaksot. Purkausjaksot on havainnollistettu kuvassa 4.1. Tasaisien jaksojen aikana aivojen sähköinen toiminta on lähes täysin poissa. Tämä tila heijastaa aivojen syvää toiminnan lamaantumista ja esiintyy usein syvässä yleisanestesiassa sekä tietyissä patologisissa olosuhteissa, kuten hypotermian, hapenpuutteen aiheuttaman iskemian tai kooman yhteydessä. Purkausjaksot kuvastavat aivojen vähäistä dynaamista aktiivisuutta korkeatasoisten aivotoimintojen ollessa poissa. Vaikka purskevaimentuma voi osoittaa tehokasta anestesiaa, sen pitkäaikainen esiintyminen voi olla haitallista, esimerkiksi lisäten postoperatiivisen kognitiivisen häiriön riskiä. Purskevaimentuman kesto ja toistumistiheys ovat tärkeitä mittareita anestesian syvyyden arvioinnissa. [2], [16]

Aivoaaltojen muutoksiin vaikuttavat potilaan yksilölliset ominaisuudet, kuten ikä ja neurologinen tila. Esimerkiksi iäkkäillä potilailla EEG-signaali voi olla luonnostaan hitaampi, mikä voi vaikeuttaa anestesian vaikutusten erottamista normaalista aivotoiminnasta. Lisäksi tiettyjen lääkkeiden, kuten ketamiinin tai sevofluraanin,



Kuva 4.1: Purskevaimentumailmiö
CC BY-SA 4.0: Kuvaa rajattu. [18]

käyttö voi tuottaa erityisiä EEG-malleja, jotka eroavat perinteisistä anestesian aikana havaittavista aivotoinninnoista. Ketamiini vähentää alfataajuuden voimaa ja lisää gamma-purskeita. Sevofluraanin vaikutuksesta kevyessä anestesiassa EEG-signaali on nopea ja matala-amplitudinen, ja anestesiasyvyyden kasvaessa EEG-aallot hidastuvat ja amplitudi kasvaa. [14]

4.2 EEG-analyysissä käytettävät menetelmät anestesian syvyyden arviointiin

EEG tarjoaa arvokkaan työkalun aivotoinnin reaaliaikaiseen seurantaan ja tajunnan tason arviointiin anestesian aikana. EEG-signaalien analysointiin on kehitetty useita edistyneitä menetelmiä, jotka mahdollistavat anestesian syvyyden luotettavan mittaamisen ja hallinnan. Näiden menetelmien avulla voidaan tunnistaa erilaisia aivotoinnin tiloja, ennustaa anestesiavaiheiden siirtymiä ja optimoida anestesia-

aineiden annostelua, mikä parantaa potilaiden toipumista ja vähentää komplikaatioiden riskiä. [16]. Sun ym. (2020) mukaan ei ole olemassa yhtenäistä standardia EEG:n piirteiden analysoinnille [14]. Tässä luvussa käsitellään keskeisiä EEG-analyysimenetelmiä, kuten bispektraali-indeksiä, tehospektrin tiheysanalyysiä (engl. power spectral density), näytteen entropiaa ja koneoppimismalleja, sekä niiden soveltamista anestesian syvyyden arvioinnissa.

Bispektraali-indeksi ja purskevaimentumailmiö. Bispektraali-indeksi on yksi yleisimmin käytetyistä kliinisistä mittareista anestesian syvyyden arvioinnissa. Bispektraali-indeksin arvo vaihtelee välillä 0–100. Arvo 100 tarkoittaa potilaan täydellistä hereillä oloa, arvo välillä 40–60 tarkoittaa riittävää anestesiaa kirurgisille toimenpiteille, ja 0 merkitsee, ettei aivoissa ole havaittavaa sähköistä aktiivisuutta. [1], [14]. Zhao ym. (2022) tutkimuksen mukaan bispektraali-indeksi perustuu EEG-signaalin kaksitaajuusanalyysiin, jossa EEG:n teho- ja taajuustiedot yhdistetään kvantitatiiviseksi indeksiksi (0–100). Tämä indeksi auttaa anestesia- ja anestesia-erityisesti EEG:n purskevaimentumakuvion tunnistaminen bispektraali-indeksin avulla on tärkeä osa anestesian hallintaa. Purskevaimentuma mitataan vaimennussuhteen (engl. burst suppression ratio) ja vaimennustodennäköisyyden avulla (engl. burst suppression potential). Vaimennussuhteen arvo vaihtelee välillä 0–1, jossa 0 tarkoittaa, että vaimennusta ei ole ja 1 vaimentunutta EEG:tä. [2]. Zhao ym. vahvistivat bispektraali-indeksin ennustavan purskevaimentuman esiintymisen ja auttavan vähentämään sen kestoja. Tämä parantaa leikkauksen laatua ja vähentää esimerkiksi postoperatiivisen deliriumin (POD) riskiä. [16]

E erityisesti EEG:n purskevaimentumakuvion tunnistaminen bispektraali-indeksin avulla on tärkeä osa anestesian hallintaa. Purskevaimentuma mitataan vaimennussuhteen (engl. burst suppression ratio) ja vaimennustodennäköisyyden avulla (engl. burst suppression potential). Vaimennussuhteen arvo vaihtelee välillä 0–1, jossa 0 tarkoittaa, että vaimennusta ei ole ja 1 vaimentunutta EEG:tä. [2]. Zhao ym. vahvistivat bispektraali-indeksin ennustavan purskevaimentuman esiintymisen ja auttavan vähentämään sen kestoja. Tämä parantaa leikkauksen laatua ja vähentää esimerkiksi postoperatiivisen deliriumin (POD) riskiä. [16]

Zhao ym. tutkimuksen mukaan EEG:n taajuus- ja aika-alueiden analyysi on merkittävässä roolissa purskevaimentuman ennustamisessa. Esimerkiksi 95-prosenttisen spektrireunataajuuden (95%SEF) analysointi ennen purskevaimentuman alkamista osoitti, että taajuuskomponentit (delta-, theeta-, alfa- ja beeta-aallot) vähenevät

merkittävästi viisi minuuttia ennen purskevaimentuman alkamista. Tämä tieto auttaa ennakoimaan purskevaimentuman alkamisen ja mahdollistaa anestesia-aineiden annoksen säätämisen, jotta syvää vaimennusjaksoa voidaan välttää. Koneoppimismalleja, kuten tukivektorikoneita ja logistista regressiota, käytettiin ennustamaan purskevaimentuman esiintymistä, ja ennustustarkkuus minuutti ennen purskevaimentuman alkamista oli jopa 90 %. [16]

EEG-signaalin vaihe-amplitudi ja entropia. Yksi kehitysalue on ollut Liu ym. hyödyntämä vaihe-amplitudikytkentä (engl. Phase-Amplitude Coupling, PAC) EEG-analyysissä. Liu ym. (2023) tutkimuksen vaihe-amplitudikytkentä tarkastelee eri taajuskaistojen välisiä vuorovaikutuksia, esimerkiksi matalataajuuksisten aaltojen (vaihe) ja korkeataajuuksisten aaltojen (amplitudi) suhdetta. Vaihe-amplitudikytkennän käyttö on osoittautunut erityisen tehokkaaksi anestesian syvyyden mittaamisessa, erityisesti propofolin aiheuttaman tajuttomuuden aikana, jossa hitaat aallot (0,1–1 Hz) ja alfataajuuksiset (8–14 Hz) osoittavat vahvaa kytkentää eli vuorovaikutuksen voimakkuutta. [19]

Liu ym. käyttävät EEG-analyysissä myös muita menetelmiä, kuten näytteen entropiaa (engl. sample entropy), joka mittaa signaalin monimutkaisuutta ajan funktiona. Tämä tekniikka auttaa tunnistamaan siirtymiä valveillaolon ja anestesian välillä. Korkea entropia viittaa monimutkaiseen ja aktiiviseen aivosähkökäyrään (hereillä tai kevyessä anestesiassa), kun taas matala entropia viittaa säännöllisempään ja yksinkertaisempaan EEG-signaaliin (syvä anestesia). [19]

Spektrianalyysi sekä muita analyysimenetelmiä. Nguyen-Ky ym. (2021) tutkimus osoittaa reaaliaikaisen EEG-signaalien luokittelun mahdollistavan anestesia-tilojen välisen siirtymän ennustamisen ja seurannan. Tutkimuksessa käytetään matemaattista Hurst-menetelmää EEG-signaalien esikäsittelyyn ja kohinan poistoon. Esikäsiteltyjen EEG-signaalien Hurst-eksponentin avulla voidaan tunnistaa anestesian eri tiloja, kuten hereillä olo (AW), kevyt anestesia (LA), kohtalainen anes-

tesia (MA), syvä anestesia (DA) ja toipuminen (RE). Tämä menetelmä mahdollistaa EEG-signaalien reaaliaikaisen seurannan ja siirtymien ennustamisen eri anestesiatiilojen välillä. [20]

Nguyen-Ky ym. esittivät tutkimuksessaan menetelmän, jossa yhdistetään tehospektrin tiheysanalyysi, koneoppimismallit ja bispektraali-indeksi anestesian syvyyden arviointiin. Tehospektrin tiheysanalyysi mahdollistaa EEG-signaalien taajuusisällön tarkastelun ja anestesiatiilojen tunnistamisen taajuuskomponenttien perusteella. Täten voidaan arvioida, kuinka paljon kutakin taajuutta esiintyy suhteessa muihin. Tutkimuksen Welch-menetelmällä laskettu tehospektrin tiheysanalyysi osoitti, että hereillä ollessa EEG-signaalin taajuusalue kattaa jopa 0–500 Hz, kun taas syvässä anestesiassa aktiivisuus keskittyy huomattavasti kapeammalle taajuusalueelle, kuten 0–10 Hz. Tämä taajuuskomponenttien ero auttaa erottamaan anestesiatiilat tarkasti ja seuraamaan niiden muutoksia reaaliajassa. [20]

Koneoppiminen anestesiassa. Nguyen-Ky ym. tutkimuksessa hyödynnettiin myös koneoppimismalleja, kuten tukivektorikoneita, päätöspuita ja KNN-algoritmia (engl. K-nearest neighbours), EEG-signaalien luokitteluun anestesiatiilojen välillä. Nämä mallit saavuttivat 93 prosentin tarkkuuden anestesiatiilojen, kuten hereillä olon, kevyen anestesian, kohtalaisen anestesian ja syvän anestesian, erottelussa. Mallit koulutettiin ja validoitiin potilasdatan perusteella, mikä mahdollisti niiden soveltamisen laajasti erilaisiin anestesiaskenaarioihin. Koneoppimismallit olivat erityisen tehokkaita anestesiatiilojen välisen siirtymän ennustamisessa. [20]

Nguyen-Ky ym. vertailivat tutkimuksensa tuloksiaan bispektraali-indeksiin, mikä osoitti uuden menetelmän paremmuuden. Vaikka bispektraali-indeksi on laajasti käytetty anestesian syvyyden mittari [16], Nguyen ym. vertailuissa se ei aina pystynyt luotettavasti erottamaan kevyen ja kohtalaisen anestesian tiloja, kun taas tehospektrin tiheysanalyysin ja koneoppimisen yhdistelmä tarjosi selkeämmän ja tarkemman erottelun. Tämä yhdistelmä tukee anestesian hallintaa tarjoamalla re-

aaliaikaisen, yksityiskohtaisen kuvan potilaan tajunnan tasosta ja anestesiatiilojen muutoksista. [20]

Toinen esimerkkitutkimus koneoppimismallien hyödyntämisestä on Shanmugapriya ym. (2023) tutkimus, jossa kehitettiin konvoluutiohermoverkkoihin (engl. convolutional neural network, CNN) perustuva syväoppimismalli. Mallin tarkoituksena on luokitella potilaan aivotilat anestesian aikana EEG-signaalien avulla. Tavoitteena oli arvioida anestesian syvyyttä ja siten edistää potilasturvallisuutta kirurgisten toimenpiteiden aikana. [21]

Shanmugapriya ym. hyödynsivät koneoppimismallin kehittämisessä yli 5000 potilaan EEG-dataa, joka sisälsi tietoa iältään 20–72-vuotiaista henkilöistä. Signaalit analysoitiin erityisesti taajuuskaistalla 0,5–30 Hz, koska nämä taajuudet ovat merkityksellisiä anestesiassa. Signaalin esikäsittely sisälsi melun poiston ja kanavakohtaisen analyysin, minkä jälkeen CNN-malli erotteli taajuuskomponentit. LSTM-verkko (engl. long short-term memory) täydensi analyysiä tallentamalla ajallisia riippuvuuksia EEG-signaalissa. [21]

Tulokset osoittivat, että kehitetty malli saavutti 95 prosentin tarkkuuden potilaan aivotilan luokittelussa (tietoisuus/tajuttomuus). Tämä tekee siitä lupaavan työkalun anestesian hallintaan, erityisesti reaaliaikaisessa ympäristössä. Mallin vahvuus on sen kyky analysoida monimutkaisia EEG-piirteitä tarkasti ja nopeasti, mutta potilaskohtaiset erot ja datan epätasainen jakautuminen eri luokkiin voivat rajoittaa suorituskykyä. [21]

4.3 Haasteet ja häiriöt EEG-signaalissa anestesian aikana

Anestesian aikana EEG-signaaliin voi tulla häiriöitä ja vääristymiä, jotka vaikeuttavat signaalin luotettavaa tulkintaa. Vaikka uudet teknologiat ovat tarkentaneet ai-

vosähkökäyrän tulkintaa, EEG-mittausta suorittavan on yhä tunnistettava signaalin muodot ja erotettava ne häiriöistä eli artefakteista. Artefaktit ovat EEG:ssä olevia sähköisiä signaaleja, jotka ovat lähtöisin aivoaktiivisuuden ulkopuolelta. Artefaktit voivat vaikeuttaa EEG-signaalin luotettavaa tulkintaa ja johtaa vaihteleviin tuloksiin. Väärät mittaustulokset voivat johtaa virheellisiin diagnooseihin tai sairauksien hoitamattomuuteen. Näiden haasteiden ymmärtäminen ja hallinta ovat olennaisia EEG-pohjaisen anestesiamonitoroinnin onnistumiselle. [3], [4]

Artefaktit ovat yksi merkittävimmistä haasteista EEG-signaalissa. Ne voivat olla peräisin fysiologisista tai ulkoista lähteistä. Fysiologiset artefaktit, kuten silmäliikkeitä, lihasaktiiviteetista tai sydämen sykkeestä aiheutuvat häiriöt, vääristävät EEG-signaalia erityisesti sen matala- ja korkeataajuisilla alueilla. Ulkoiset artefaktit, kuten sähkömagneettinen kohina leikkaussalin laitteista tai huonontunut elektrodikontakti, voivat lisäksi heikentää signaalin laatua. Artefaktien tehokas tunnistaminen ja poistaminen ovat olennaisia, jotta EEG-signaali kuvastaisi mahdollisimman tarkasti potilaan aivotoimintaa. [3]. Toisaalta fysiologiset artefaktit osoittavat läsnäolollaan potilaan hereillä olon anestesian alussa ja herätysvaiheessa, jolloin potilaan aktiivisuus on vilkkaampaa [22].

EEG-laitteiston suodattimet suodattavat artefakteja, mutta näiden lisäksi on vielä kehitysvaiheessa olevia sovelluksia, jotka puhdistavat EEG-signaalin artefakteista. [3]. On kuitenkin tärkeää säilyttää raaka-EEG ennen signaalin käsittelyä, jotta suodatettua signaalia voidaan verrata alkuperäiseen [14]. Suodattimet auttavat jo ilmentyneiden artefaktien siivoamisessa, mutta artefaktien häiriölähteisiin voidaan vaikuttaa ennaltaehkäisevillä toimenpiteillä kuten huolellisella ihon valmistelulla ja elektrodien oikeaoppisella asettelulla. [14]

EEG:n ja anestesian välisen suhteen ei-lineaarisuus tuo lisähaasteita anestesian syvyyden arviointiin. Anestesia lääkkeiden vaikutus EEG-signaaliin ei ole aina ennakoitavissa, ja tietty annos voi tuottaa erilaisia EEG-vasteita riippuen potilaan

fysiologiasta. Tämä monimutkaisuus tekee tarpeelliseksi käyttää monimuuttujaisia analyysimenetelmiä ja kehittyneitä algoritmeja signaalien tulkitsemiseen.

Merkittävä haaste on EEG-signaalin monitulkintaisuus anestesian aikana. Anestesia-aineet, kuten propofoli ja sevofluraani, aiheuttavat erilaisia EEG-kuvioita riippuen annostuksesta ja potilaan yksilöllisistä ominaisuuksista kuten iästä. Esimerkiksi propofolin vaikutuksesta EEG:ssä on havaittavissa lisääntyntä beeta-värähtelyä anestesian alkuvaiheessa. [14]. Anesteettien eroina on myös niiden eri kohdereseptorit. Ketamiini vaikuttaa NMDA-reseptoreihin, kun taas sevofluraani ja propofoli pääasiassa GABA-reseptoreihin. Ero johtaa erilaisiin yleisanestesian EEG-muutoksiin. [22]

Yksilöllisten tekijöiden seurauksena myös purskevaimentumakuvion tulkinta voi olla vaikeaa, sillä se saattaa viitata joko sopivaan syvään anestesiaan tai haitalliseen yli-anestesiaan. Tämä korostaa tarvetta käyttää standardoituja algoritmeja ja indeksejä, kuten bispektraali-indeksiä, anestesian syvyyden arvioinnissa. [14]. Nykyiset anestesian syvyyttä arvioivat teknologiat, kuten bispektraali-indeksi, ovat hyödyllisiä, mutta niissä on rajoituksia. Bispektraali-indeksi ei esimerkiksi aina kykene erottamaan kevyen ja kohtalaisen anestesian tiloja tai reagoimaan nopeasti nopeisiin muutoksiin. [16]

Ikä ja potilaskohtaiset erot lisäävät EEG-tulkinnan monimutkaisuutta. Esimerkiksi ikääntyneillä potilailla esiintyy luonnollisesti hitaampia EEG-taajuuksia ja matala-amplitudisia aaltoja, mikä voi johtaa virheellisiin tulkintoihin anestesian syvyydestä. Aikuisilla hallitsevana havaittava alfa-aktiivisuus tulee lapsilla näkyviin vasta 4–6 kuukauden ikäisenä. Ikärajoitteet tulevat myös vastaan luotettavien ennusteiden saamiseksi lapsilla, sillä viite-EEG-tietokannat on johdettu aikuisväestöstä. Tällaisten yksilöllisten erojen huomioimiseksi tarvitaan potilaslähtöisiä algoritmeja ja koneoppimispohjaisia ratkaisuja. [14], [2]

4.4 Pohdintaa löydöksistä

Tämän kirjallisuuskatsauksen aikana esiin nousi monia mielenkiintoisia näkökulmia EEG-signaalien käyttöön anestesian syvyyden arvioinnissa sekä siihen liittyviin haasteisiin ja mahdollisuuksiin. Katsauksessa on käsitelty sekä nykyisiä menetelmiä että niiden rajoitteita, ja se on myös herättänyt uusia ajatuksia tulevaisuuden kehityssuunnista.

Yksi keskeinen havainto on ollut se, kuinka monipuolisesti EEG-signaaleja voidaan hyödyntää anestesiassa. Menetelmät, kuten bispektraali-indeksi, tehospektrin tiheysanalyysi ja purskevaimentumakuvion tulkinta, osoittavat EEG:n merkityksen reaaliaikaisessa aivotoiminnan seurannassa. Tämä herätti ajatuksen siitä, että vaikka nykyiset menetelmät ovat kehittyneitä, niiden tarkkuus ja käyttökelpoisuus voisivat parantua entisestään yhdistämällä niitä uusiin teknologioihin, kuten koneoppimiseen. Esimerkiksi potilaskohtaisten tekijöiden, kuten iän tai neurologisten erojen, huomiointi algoritmeissa voisi vähentää virhetulkintoja ja parantaa anestesian hallintaa.

Haasteiden osalta erityisesti artefaktien tunnistaminen ja niiden vaikutus EEG-signaalin tulkintaan on noussut toistuvasti esiin. Tämä korostaa tarvetta kehittää vankempia signaalinkäsittelymenetelmiä, jotka pystyvät suodattamaan pois häiriöt ilman, että ne vaikuttavat olennaisesti EEG-signaalin piirteisiin. Melu, artefaktit ja epätasaisesti jakautuneet tietoluokat voivat myös heikentää koneoppimismallien tarkkuutta. Tämä sai minut pohtimaan, miten esimerkiksi neuroverkkoja voitaisiin hyödyntää artefaktien automaattisessa tunnistamisessa ja korjaamisessa, mikä voisi tehostaa EEG-pohjaista analyysiä.

Mielenkiintoinen pohdinta heräsi myös siitä, miten anestesian aikana tapahtuvat aivoaaltojen muutokset voisivat tarjota uudenlaisia näkökulmia paitsi anestesian syvyyden arviointiin, myös aivojen toiminnan ymmärtämiseen laajemmin. Esimerkiksi vaihe-amplitudikytkentä tarjoaa mahdollisuuden tutkia eri taajuuskaistojen välistä

vuorovaikutusta, mikä voi antaa arvokasta tietoa aivojen sähköisen toiminnan mekanismeista. Tämä herätti ajatuksen, että vaihe-amplitudikytkennän kaltaisia menetelmiä voitaisiin hyödyntää myös muiden tajunnan tilojen tutkimuksessa, kuten unessa tai neurologisissa häiriöissä.

Aineistojen perusteella anestesian syvyyttä on perinteisesti arvioitu verenpaineen ja sykkeen avulla, mutta nämä mittarit eivät suoraan kuvasta anestesia-aineiden vaikutusta aivoihin. Koska anestesia-aineet vaikuttavat hermosolujen välittäjäaineisiin ja hermoston toimintaan, on loogista, että anestesian tarkin mittari löytyy suoraan aivojen sähköisestä aktiivisuudesta. EEG tarjoaa ainutlaatuisen mahdollisuuden seurata aivoissa tapahtuvia muutoksia reaaliajassa, ja sen hyödyntäminen anestesian hallinnassa on yhä tärkeämpää. Jotta anestesian tarkkuutta voidaan parantaa, EEG-tekniikan kehittämisen ja uusien analyysimenetelmien, kuten koneoppimismallien ja usean sensorin integraation, tulisi olla keskiössä.

Tulevaisuudessa koneoppimismalleja voitaisiin parantaa yhdistämällä EEG-signaalit muiden fysiologisten mittausten, kuten verenpaineen ja syketiheyden, kanssa. Tämä multisensorinen lähestyminen voisi auttaa entisestään vähentämään komplikaatioita ja parantamaan kirurgisten toimenpiteiden turvallisuutta. Tutkimustyö koneoppimisesta on tärkeä askel kohti älykkäitä ratkaisuja anestesian reaaliaikaiseen hallintaan, ja se korostaa koneoppimismallien ja EEG-signaalianalyysin kasvavaa merkitystä lääketieteellisessä teknologiassa.

Koneoppimisen käytössä on kuitenkin myös haasteita. Yksi keskeinen haaste on potilaskohtaisten EEG-signaalien vaihteluiden huomioiminen. Eri ikäryhmillä, neurologisilla sairauksilla ja lääkkeillä on merkittävä vaikutus EEG-signaalien ominaisuuksiin. Tämä tekee yksilöllisesti mukautuvien mallien kehittämisestä tärkeää. Lisäksi koneoppimismallit vaativat suuria määriä laadukasta dataa, jotta ne voivat oppia luotettavasti ja yleistää tuloksia erilaisiin potilastilanteisiin. Data, jonka pohjalta koneoppiminen koulutetaan voi johtaa myös vinoutuneisiin tuloksiin, mikäli dataa

tuotetaan vain tietyillä potilasryhmillä.

Potilaskohtaisten tietojen, kuten geneettisten profiilien ja neurologisten parametrien, integrointi anestesian annosteluun voisi tarjota yksilöllisemmän lähestymistavan. Esimerkiksi geenitestit voisivat paljastaa potilaan elimistön kyvyn hajottaa tiettyjä anestesia-aineita, jolloin annostusta voisi säätää tämän perusteella. Koneoppimista voitaisiin kehittää luomaan potilaille tarkemmat yksilölliset aivosähköiset profiilit, ja näin saada arvioitua anestesian vaikutusta potilaskohtaisesti. Koneoppimismallit voisivat analysoida laajaa potilasdataa ja oppia tunnistamaan, millaiset anestesiavaatimukset liittyvät erilaisiin fysiologisiin ja neurologisiin profiileihin. Nämä algoritmit voisivat reaaliaikaisesti säätää anestesia-aineen annostelua.

Vaikka anestesian aikana potilas ei ole tietoinen, pre- ja postoperatiivinen potilaspalaute voi tarjota tärkeää tietoa anestesian vaikutuksista. Postoperatiivisen sekavuuden, kognitiivisen heikentymisen ja muiden komplikaatioiden tarkka dokumentointi voisi auttaa optimoimaan anestesian annostelua tulevia toimenpiteitä varten.

On myös huomioitava eettiset ja käytännölliset kysymykset, kuten koneoppimis- pohjaisten järjestelmien integrointi leikkaussalien infrastruktuuriin sekä lääketieteellisten ammattilaisten kouluttaminen niiden käyttöön. Henkilökohtaisten ja arkaluontoisten terveystietojen tietoturvallisen käsittelyn lisäksi koneoppimismallit voivat mahdollisesti paljastaa tuottamastaan EEG-datasta muutakin terveystietoa, kuten hermosairauksia, mikä voi nostaa kysymyksiä siitä, kuinka laajasti tätä tietoa saa hyödyntää. Koneoppimismallit voivat tehdä virheellisiä arvioita anestesian syvyydestä, mikä voi johtaa liian syvään tai liian kevyeen anestesiaan. Kuka on vastuussa, jos koneoppiminen tekee virheen? Koneoppiminen voi toimia päätöksenteon tukena, mutta vastuu anestesian hallinnasta säilyy aina hoitohenkilökunnalla.

Kaiken kaikkiaan keskustelu toi esille, että vaikka EEG-signaaleja on tutkittu ja hyödynnetty pitkään, niiden täysi potentiaali anestesian hallinnassa ei ole vielä saavutettu. Tulevaisuudessa EEG-analyysin ja uusien teknologioiden, kuten ko-

neoppimisen ja reaaliaikaisen data-analyysin, yhdistäminen voisi mullistaa anestesian seurannan ja tehdä siitä entistä tarkempaa ja yksilöllisempää. Tämä korostaa tutkimuksen ja innovoinnin merkitystä, jotta EEG:n käyttöä voidaan laajentaa ja sen hyötyjä maksimoida niin potilasturvallisuuden kuin hoidon laadun kannalta.

5 Yhteenveto

Tässä kirjallisuuskatsauksessa on käsitelty aivoaaltojen muutoksia anestesian aikana (TK1), EEG-signaalien analyysimenetelmiä anestesian syvyyden arvioinnissa (TK2) sekä tähän liittyviä haasteita ja häiriöitä (TK3). Tarkastelu osoitti, että EEG tarjoaa ainutlaatuisen ja tehokkaan tavan seurata potilaan tajunnan tasoa ja aivotoimintaa reaaliaikaisesti. Samalla esille nousi monia menetelmiä, jotka tukevat anestesia-
lääkäreiden päätöksentekoa ja parantavat potilasturvallisuutta.

Anestesian aikana EEG-signaali muuttuu merkittävästi (TK1). Hitaiden delta- ja theta-aaltojen korostuminen kuvastaa anestesian syvenemistä, kun taas purskevaimentumailmiön esiintyminen voi viitata syvään aivotoiminnan vaimentumiseen. Vaihe-amplitudikytkentä ja muut aika-taajuusanalyysin menetelmät tarjoavat uusia näkökulmia anestesian ja aivojen sähköisen toiminnan tutkimiseen (TK2). Näitä työkaluja voidaan hyödyntää myös kliinisessä päätöksenteossa anestesian tarkan hallinnan mahdollistamiseksi.

Keskeisiin EEG-signaalin analyysimenetelmiin kuuluvat tehospektrin tiheysanalyysi, bispektraali-indeksi sekä koneoppimismallit, jotka mahdollistavat tarkkojen ja luotettavien ennusteiden tekemisen anestesiatiilojen välillä (TK2). Bispektraali-indeksi on laajasti käytetty mittari, mutta sen rajoitteet, kuten artefaktien vaikutus ja tiettyjen anestesiatiilojen erottelun vaikeus, korostavat tarvetta kehittyneemmille menetelmille. Koneoppimisen ja uusien signaalinkäsittelytekniikoiden yhdistäminen voi ratkaista monia nykyisiä haasteita.

Haasteet liittyvät erityisesti artefaktien tunnistamiseen ja poistamiseen, potilas-kohtaisiin eroihin sekä EEG:n ja anestesian ei-lineaariseen suhteeseen (TK3). Artefaktit, kuten lihasaktiivisuuden tai silmänliikkeiden aiheuttamat häiriöt, voivat vääristää EEG-tulkintaa ja vaikeuttaa anestesian syvyyden arviointia. Potilaan ikä ja neurologinen tila vaikuttavat myös EEG-signaaliin, mikä tekee yksilöllisten tekijöiden huomioinnista tärkeää.

Tulevaisuudessa EEG-signaalien analyysimenetelmien kehittäminen tarjoaa merkittäviä mahdollisuuksia anestesiaseurannan tarkkuuden ja turvallisuuden parantamiseksi. Koneoppimisen ja automaattisten artefaktien hallintamenetelmien integroiminen nykyisiin järjestelmiin voi tehdä anestesian hallinnasta entistä yksilöllisempää ja reaaliaikaisempaa. Samalla se avaa uusia näkökulmia aivojen toiminnan ymmärtämiseen anestesian aikana.

Kaiken kaikkiaan EEG-signaalien käyttö anestesian syvyyden arvioinnissa on vakiinnuttanut paikkansa kriittisenä työkaluna, mutta sen täysi potentiaali on vasta kehitteillä. Tämä kirjallisuuskatsaus osoittaa, että sekä menetelmien vahvuudet että haasteet tulee ottaa huomioon, jotta EEG-analyysin hyödyt voidaan maksimoida ja sen käyttöä voidaan laajentaa osaksi modernia anestesiologiaa.

Lähdeluettelo

- [1] B. F. Cullen, *Clinical anesthesia fundamentals*, Second edition, B. F. Cullen, toim. Wolters Kluwer, 2022, ISBN: 1-9751-1302-0.
- [2] F. A. Lobo, A. P. Saraiva, I. Nardiello, J. Brandão ja I. P. Osborn, ”Electroencephalogram Monitoring in Anesthesia Practice”, *Current Anesthesiology Reports*, vol. 11, 2021. DOI: 10.1007/s40140-021-00461-6. url: <https://doi.org/10.1007/s40140-021-00461-6>.
- [3] A. M. Feyissa ja W. O. Tatum, ”Adult EEG”, *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 160, s. 103–124, tammikuu 2019, ISSN: 0072-9752. DOI: 10.1016/B978-0-444-64032-1.00007-2.
- [4] S. Siuly, Y. Li ja Y. Zhang, ”Health Information Science EEG Signal Analysis and Classification Techniques and Applications”, url: <http://www.springer.com/series/11944>.
- [5] Law3liu, *Ethanol and GABA Receptor*, marraskuu 2014. url: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Ethanol_and_GABA_Receptor.png.
- [6] H. Hiis. ”standard Synapse”. (2021), url: <https://sml.snl.no/synapse>.
- [7] ”Types of Anesthesia”, *Northwestern Medicine*, cited 2024. url: <https://www.nm.org/conditions-and-care-areas/surgical-services/types-of-anesthesia>.

- [8] B. Goudra, P. M. Singh ja G. R. Lichtenstein, ”Medical, Political, and Economic Considerations for the Use of MAC for Endoscopic Sedation: Big Price, Little Justification?”, *Digestive Diseases and Sciences*, vol. 65, s. 2466–2472, 9 syyskuu 2020, ISSN: 15732568. DOI: 10.1007/s10620-020-06464-3.
- [9] V. Bonhomme, C. Staquet, J. Montupil et al., ”General Anesthesia: A Probe to Explore Consciousness”, *Frontiers in Systems Neuroscience*, vol. 13, elokuu 2019, ISSN: 16625137. DOI: 10.3389/fnsys.2019.00036.
- [10] J. Mari-Acevedo, K. Yelvington ja W. O. Tatum, ”Normal EEG variants”, *Handbook of Clinical Neurology*, vol. 160, s. 143–160, tammikuu 2019, ISSN: 22124152. DOI: 10.1016/B978-0-444-64032-1.00009-6.
- [11] Baburov, *Eeg registration*, elokuu 2009. url: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Eeg_registration.jpg.
- [12] C. NeuroMat, *Treinamento de EEG-57*, tammikuu 2024. url: https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Treinamento_de_EEG-57.jpeg.
- [13] G. Hunor-László, *EEG-hullámok*, toukokuu 2014. url: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:EEG-hull%C3%A1mok.jpg>.
- [14] Y. Sun, C. Wei, V. Cui, M. Xiu ja A. Wu, ”Electroencephalography: Clinical Applications During the Perioperative Period”, *Frontiers in Medicine*, vol. 7, kesäkuu 2020, ISSN: 2296-858X. DOI: 10.3389/fmed.2020.00251.
- [15] D. Roche ja P. Mahon, ”Depth of Anesthesia Monitoring”, *Anesthesiology Clinics*, vol. 39, s. 477–492, 3 syyskuu 2021, ISSN: 1932-2275. DOI: 10.1016/J.ANCLIN.2021.04.004.
- [16] J. Zhao, X. An, H. Du, W. Yu ja D. Ming, ”Intraoperative BIS monitoring can predict the occurrence of EEG suppression and improve the operation quality”, teoksessa *ACM International Conference Proceeding Series*, Association

- for Computing Machinery, marraskuu 2022, s. 178–183, ISBN: 9781450397223. DOI: 10.1145/3574198.3574226.
- [17] O. A. Moody, E. R. Zhang, K. F. Vincent et al., ”The Neural Circuits Underlying General Anesthesia and Sleep”, *Anesthesia and Analgesia*, vol. 132, s. 1254–1264, 5 toukokuu 2021, ISSN: 15267598. DOI: 10.1213/ANE.0000000000005361.
- [18] Kleinhern, *Fneur-12-750667-g001*, kesäkuu 2022. url: <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Fneur-12-750667-g001.jpg>.
- [19] Z. Liu, L. Si, J. Li et al., ”Monitoring the Depth of Anesthesia Based on Phase-Amplitude Coupling of Near-Infrared Spectroscopy Signals”, *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 31, s. 2849–2857, 2023, ISSN: 15580210. DOI: 10.1109/TNSRE.2023.3289183.
- [20] T. Nguyen-Ky, H. D. Tuan, A. Savkin, M. N. Do ja N. T. T. Van, ”Real-Time EEG Signal Classification for Monitoring and Predicting the Transition between Different Anaesthetic States”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, s. 1450–1458, 5 toukokuu 2021, ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/TBME.2021.3053019.
- [21] S. Shanmugapriya, P. Nagaraj, K. A. K. Reddy, S. Akshay, G. Bhanuprakash ja C. Venkat, ”Classification of Brain States using CNN under EEG Anesthesia”, teoksessa *2023 4th International Conference on Electronics and Sustainable Communication Systems, ICESc 2023 - Proceedings*, Institute of Electrical ja Electronics Engineers Inc., 2023, s. 1108–1113. DOI: 10.1109/ICESc57686.2023.10192939.
- [22] Y. F. Chen, S. Z. Fan, M. F. Abbod, J. S. Shieh ja M. Zhang, ”Electroencephalogram variability analysis for monitoring depth of anesthesia”, *Journal of Neural Engineering*, vol. 18, 6 joulukuun 2021, ISSN: 17412552. DOI: 10.1088/1741-2552/ac3316.