

# Unien kuvantaminen neurokuvantamismenetelmien ja tekoälyn avulla

TURUN YLIOPISTO  
Tietotekniikan laitos  
TkK-tutkielma  
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia  
Tammikuu 2026  
Julius Mattila

---

Tämän tutkielman tavoitteena on selvittää, miten eri neurokuvantamismenetelmät mahdollistavat aivotoiminnan mittaamisen unen aikana ja kuinka tätä dataa voidaan hyödyntää unen visuaalisen sisällön tulkitsemisessa tekoälyn avulla. Tutkimus on toteutettu kirjallisuuskatsauksena, jonka aineisto on kerätty PubMed-hakutietokannasta sekä tekoölyavusteisesta Keenious-hakupalvelusta. Keskeisimpiä lähteinä hyödynnettiin katsausartikkeliä unen tutkimiseen käytetyistä neurokuvantamismenetelmistä sekä tutkimuksia unen visuaalisen sisällön tulkitsemisestä koneoppimismallien avulla.

Tutkielmassa vertailtiin aivosähkökäyrän (EEG), toiminnallisen magneettikuvauksen (fMRI), isotooppikuvausten (PET ja SPET) sekä toiminnallisen lähi-infrapunakuvauksen (fNIRS) soveltuvuutta unen tutkimiseen. Tulokset osoittavat, että fMRI on korkean avaruudellisen ja ajallisen erotuskykynsä ansiosta nykyisin tehokkain menetelmä unennäön aikaiseen aivotoiminnan paikantamiseen. Sen käyttöön liittyy kuitenkin merkittäviä haasteita, kuten laitteen kova melu ja vaatimus tutkittavan liikkumattomuudesta, mitkä häiritsevät luonnollista unta. EEG on menetelmänä edelleen välttämätön unen vaiheiden luotettavassa tunnistamisessa, ja usein paras lopputulos saavutetaan yhdistämällä kaksi edellä mainittua menetelmää.

Tekoälyn hyödyntämisen osalta työssä tarkasteltiin lineaarisen tukivektorikoneen (SVM) ja syvän konvoluutioneuroverkon (CNN) kykyä tulkita unenaikaista fMRI-kuvantamisdataa. Keskeisenä havaintona todetaan, että unennäön aikaiset aktiivisuuskuviot näköaivokuorella muistuttavat merkittävästi valveillaolon aikaisia näköhavaintoja. Koneoppimismallit pystyvät tunnistamaan unessa nähtyjä objektikategorioita ja hierarkkisia visuaalisia piirteitä tilastollisesti merkittävällä tarkkuudella. Vaikka menetelmät ovat lupaavia, mittausteknisten rajoitteiden ratkaiseminen ja erilaisten koneoppimismenetelmien hyödyntäminen ovat edellytyksiä unennäön tarkemman tulkitsemisen mahdollistamiseksi tulevaisuudessa.

Asiasanat: Uni, unennäkö, neurokuvantaminen, koneoppiminen

# Sisällys

<b>1</b>	<b>Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Tausta</b>	<b>4</b>
2.1	Aivosähkökäyrä . . . . .	4
2.2	Toiminnallinen magneettikuvaus . . . . .	6
2.2.1	Ydinmagneettinen resonanssi ja MRI . . . . .	7
2.2.2	fMRI-signaali . . . . .	9
2.3	Isotooppikuvaus . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Toiminnalliset neurokuvantamismenetelmät unen tutkimuksessa</b>	<b>14</b>
3.1	EEG . . . . .	15
3.1.1	Unen vaiheet . . . . .	16
3.2	SPET-TT ja PET . . . . .	18
3.3	fMRI . . . . .	19
3.4	fNIRS . . . . .	19
<b>4</b>	<b>Unen visuaalisen sisällön tulkitseminen tekoälyn avulla</b>	<b>21</b>
4.1	Koneoppimismallit: SVM ja CNN . . . . .	21
4.2	Tutkimukset unennäön tulkitsemisesta . . . . .	23
<b>5</b>	<b>Yhteenveto ja pohdinta</b>	<b>27</b>
	<b>Lähdeluettelo</b>	<b>30</b>

# Kuvat

2.1	fMRI-kuva vasemman käden sormien liikuttamisesta . . . . .	11
-----	--	----

# Taulukot

3.1 Unen tutkimuksessa käytettyjen toiminnallisten neurokuvantamismenetelmien vertailu . . . . .	20
---	----

# Termistö

**CNN** konvoluutioneuroverkko

**EEG** aivosähkökäyrä, elektroenkefalografia

**fMRI** toiminnallinen magneettikuvaus

**fNIRS** toiminnallinen lähi-infrapunakuvaus

**MRI** magneettikuvaus

**NMR** ydinmagneettinen resonanssi

**PET** positroniemissiotomografia

**SPET** yksifotoniemissiotomografia

**SVM** tukivektori-kone

**TT** tietokonetomografia

# 1 Johdanto

Unella on suomen kielessä kaksi merkitystä: sillä voidaan viitata nukkumiseen tai nukkuessa esiintyvään kokemukseen unennäön aikana (Kotimaisten kielten keskus, 2024). Tässä tutkielmassa unella viitataan ensimmäiseen eli nukkumiseen (engl. sleep) ja unennäöllä (engl. dreaming) tai unen visuaalisella sisällöllä viitataan unen aikaisiin visuaalisiin kokemuksiin. Tarkemmin uni voidaan määritellä tietoisuuden tilana, jossa reagointi ja vuorovaikutus ympäristön kanssa ovat heikentyneet, mutta tietoisuus on helposti palautettavissa (Bear ym., 2016).

Unella on tärkeä merkitys eläinten, myös ihmisten, selviytymisen kannalta maapallolla vallitsevassa rytmisessä ympäristössä (Bear ym., 2016). Uni on rutiininomainen prosessi, joka säätelee ihmisen vuorokausirytmää. Jopa noin kolmasosa ihmisen elämästä kuluu nukkumiseen ja tästä ajasta noin neljäsosa unien näkemiseen (Bear ym., 2016), mutta unen tärkeydestä huolimatta nukkumisen ja unennäön tarkka merkitys on edelleen mysteeri. Unien visuaalinen sisältö voi olla viihdyttävää, pelottavaa, irrationaalista tai todenmukaista. Joidenkin mielestä unilla saattaa olla jokin syvempi merkitys menneisyyden tai tulevaisuuden kannalta. Unien visuaalinen sisältö on aina kiinnostanut ihmisiä, mutta monienkin vuosien tutkimuksen jälkeen unennäön todellista syytä ei vielä tunneta (Bear ym., 2016).

Nähdyn unen sisältö paljastuu yleensä vasta unennäkijän kertomuksen perusteella, ellei hän ole jo ehtinyt unohtaa sitä herättyään (Bear ym., 2016). Uusien menetelmien avulla on kuitenkin mahdollista saada tietoa unen visuaalisesta sisällöstä

unennäön hetkellä (Horikawa ym., 2013; Horikawa & Kamitani, 2017b). Toiminnallisten neurokuvantamismenetelmien avulla voidaan paikantaa aktivoituneet aivoalueet unennäön aikana. Erilaiset koneoppimismallit voidaan kouluttaa yhdistämään aivokuvan piirteet tiettyyn visuaaliseen piirteeseen. Näin voidaan rekonstruoida nähty, kuviteltu tai jopa uneksittu kuva todellisuudeksi. Yhdessä nämä kehittyneet menetelmät tarjoavat ensimmäistä kertaa ulkopuolisen näkökulman unen subjektiiviseen sisältöön ja edistävät ymmärrystä aivojen monimutkaisista prosesseista.

Tämän kandidaatintutkielman tarkoitus on selvittää, miten eri neurokuvantamismenetelmät mahdollistavat aivotoiminnan mittaamisen unen aikana ja miten tätä dataa voidaan hyödyntää unen visuaalisen sisällön tulkitsemiseksi tekoälyä hyödyntäen. Tutkielmassa etsitään vastauksia seuraaviin tutkimuskysymyksiin:

**Tutkimuskysymys 1:** Mitä toiminnallisia neurokuvantamismenetelmiä voidaan käyttää aivojen kuvantamiseen unen aikana?

**Tutkimuskysymys 2:** Miten tekoälyä hyödynnetään unennäön kuvantamisessa?

Tutkielma suoritetaan kirjallisuuskatsauksena. Aineistohaku tehtiin PubMed-hakukannasta hakulauseella ("Dreams"[Mesh] OR "dreams"OR "dreaming") AND ("Neuroimaging"[Mesh] OR "Magnetic Resonance Imaging"[Mesh] OR neuroimaging OR fMRI OR "functional mri"OR "functional magnetic resonance imaging") AND ("Artificial Intelligence"[Mesh] OR "Neural Networks, Computer"[Mesh] OR "artificial intelligence"OR "machine learning"OR "neural network\*"). Hakutuloksena löytyi yhdeksän artikkelia, joista rajattiin tarkasteluun vain englanninkieliset artikkelit. Lisäksi käytettiin tekoälyavusteista Keenious-sivustoa, joka haki relevantteja artikkeleita Horikawa ym. (2013) artikkeliin liittyen. Keeniouksen löytämistä artikkeleista valittiin tarkasteluun 50 ensimmäistä artikkelia relevantteimmallaan järjestyksessä. Kaikki artikkelit arvioitiin ensin otsikon ja tiivistelmän perusteella,

sitten koko sisällön perusteella, ja tähän tutkielmaan valittiin käsiteltäväksi tutkimuskysymysten kannalta relevantit artikkelit. Kaikkien käsiteltävien artikkeleiden julkaisukanavien JUFO-luokituksen taso on vähintään 1.

Tämän tutkielman luvussa 2 taustoitetaan neurokuvantamismenetelmiin kuuluvien aivosähkökäyrän, toiminnallisen magneettikuvauksen ja isotooppikuvauksen toimintaperiaatteita. Luvussa 3 esitellään unen tutkimuksessa hyödynnettävät toiminnalliset neurokuvantamismenetelmät ja vertaillaan niiden ominaisuuksia. Luvussa 4 esitellään unennäön tutkimuksessa käytetyt tekoälymenetelmät ja tutustutaan tekoälyä hyödyntäviin unitutkimuksiin, joissa tulkitaan unen visuaalista sisältöä. Luvussa 5 kootaan vastaukset tutkimuskysymyksiin ja pohditaan mahdollisia jatko-tutkimusideoita.

## 2 Tausta

Ihmisen aivot ovat hyvin monimutkainen elin, ja niiden toiminnan ymmärtäminen on osoittautunut suureksi haasteeksi (Bear ym., 2016). Menetelmiä aivojen tutkimiseen on kuitenkin monia. Aivojen toimintaa voidaan tarkastella erilaisilla mittausmenetelmillä, joista yksi yleinen aivojen tutkimuksessa käytetty menetelmä on aivosähkökäyrä. Aivosähkökäyrällä saadaan tietoa eri aivoalueiden aktivoitumisesta mittaamalla suoraan aivosolujen sähköistä toimintaa. Toinen aivojen toiminnan kuvantamiseen yleistynyt menetelmä on toiminnallinen magneettikuvaus, joka on toimintaperiaatteeltaan aivosähkökäyrää monimutkaisempi. Toiminnallisessa magneettikuvauksessa saadaan tietoa eri aivoalueiden aktivoitumisesta epäsuorasti mittaamalla aivojen verenkierrossa tapahtuvia muutoksia. Kolmas menetelmä, isotooppikuvaus, on myös yleinen menetelmä aivojen toiminnalliseen kuvantamiseen. Siinä mitataan radioaktiivisen lääkkeen hajoamisesta syntyvää sähkömagneettista säteilyä, joka myöskin on seurausta verenkierron ja aineenvaihdunnan muutoksista. Näitä kaikkia mittausmenetelmiä hyödynnetään muun muassa unen tutkimuksessa, sillä unen aikana aivojen aktiivisuus vaihtelee levollisesta hyvinkin vilkkaaseen toimintaan.

### 2.1 Aivosähkökäyrä

Aivosähkökäyrä eli elektroenkefalografia (EEG, engl. electroencephalography) on kivuton ja yleensä ei-invasiivinen menetelmä, jolla pystytään suhteellisen yksinkertai-

sesti mittaamaan aivokuoren sähköistä toimintaa (Bear ym., 2016). EEG:ssä tarkastellaan kymmenien mikrovolttien ( $\mu V$ ) suuruusluokkaa olevia jännitemuutoksia pään iholle kiinnitetyillä elektrodeilla (Vanhatalo ym., 2018b). Elektrodeja on tyypillisesti 19–26 kappaletta pään koosta ja halutusta paikannustarkkuudesta riippuen (Vanhatalo ym., 2018b), ja ne teipataan vakiintuneisiin kohtiin sähköä johtavan tahnan avulla (Bear ym., 2016).

Pään iholta mitattu EEG-signaali rajoittuu pääasiassa aivokuorelle (Vanhatalo ym., 2018b). Jännitemuutos tietyllä alueella kertoo tuhansien aivokuoressa kyseisellä alueella sijaitsevien neuronien, erityisesti pyramidaalisolujen aktivaatiosta. Yksittäisten neuronien aktivoituessa samanaikaisesti niiden signaalit summautuvat, jolloin signaali voidaan havaita kallon useiden ei-hermollisten kudosterrosten läpi. EEG:ssä havaittavat rytmikkäät aallot syntyvät toistuvasta synkronisesta aktivaatiosta. (Bear ym., 2016) Vain pyramidaalisolut kykenevät aktivoitumaan synkronisesti (Vanhatalo ym., 2018b).

Rytmikkäiden aaltojen taajuudet vaihtelevat suuresti noin 0,05 hertsistä (Hz) yli 500 hertsiin, ja ne korreloivat usein tietyn käytöksen kanssa. Yleisesti voidaan todeta, että aivotoiminta on sitä vilkkaampaa, mitä korkeamman taajuuksia aallot ovat. EEG-rytmit luokitellaan niiden taajuusalueen mukaan nousevassa järjestyksessä delta-, theeta-, alfa-, myy-, beeta- ja gamma-aaltoihin. Syvän unen aikana esiintyy tyypillisesti delta-aaltoja, joiden taajuus on alle 4 hertsiä, ja niillä on usein korkea amplitudi. Sekä unen että valveillaolon aikana esiintyy theeta-aaltoja, joiden taajuusalue on 4–7 hertsiä. Ilman ulkoisia ärsykyitä valveilla ollessa esiintyy alfa- ja myy-aaltoja, joiden taajuusalue on noin 8–13 hertsiä. Erona näissä on se, että alfa-aallot esiintyvät suurimmillaan takaraivolohkon alueella ja myy-aallot motorisella ja somatosensorisella aivokuorella. Beeta- ja gamma-aaltoja esiintyy erityisesti aktivoituneessa ja tarkkaavaisessa aivokuoressa sekä REM-unen aikana. Beeta-aaltojen taajuusalue on noin 15–30 hertsiä, ja gamma-aaltojen taajuusalue on noin 30–90 hertsiä.

Unen aikana esiintyy myös hetkellisiä 8–14 hertsin unisukkuloita (engl. sleep spindles), lyhyitä 80–200 hertsin väreitä (engl. ripples) sekä korkean amplitudin teräviä aaltoja, joita kutsutaan K-komplekseiksi (engl. K complex). (Bear ym., 2016)

Suuremman taajuusalueen mittaamiseen ja tarkemman paikannuksen mahdollistamiseksi perinteisen EEG:n lisäksi on kehitetty tarkempia menetelmiä, joita hyödynnetään erityisesti tutkimustyössä. Täyskaista-EEG:ssä (engl. full-band EEG) hyödynnetään tasavirtavahvistinta (DC-vahvistin) ja sähköisesti stabiilia elektrodi-kudosrajapintaa suuremman taajuusalueen mittaamiseksi. Perinteisen kliinisen EEG:n taajuusalue on silmämääräisessä arvioissa noin 0,5–25 hertsiä, mutta täyskaista-EEG:tä hyödyntäen voidaan mitata taajuuksia lähes nollostä hertsistä satoihin hertzeihin asti. Monikanavaisessa EEG:ssä (engl. dense array) elektrodien määrä on huomattavasti suurempi, useista kymmenistä jopa 256:een elektrodiin asti, minkä ansiosta paikannustarkkuus on parempi. (Vanhatalo ym., 2018b)

## 2.2 Toiminnallinen magneettikuvaus

Toiminnallinen magneettikuvaus (fMRI, engl. functional magnetic resonance imaging) on ei-invasiivinen neuroradiologinen kuvantamismenetelmä. fMRI:llä saadaan tietoa aivojen toiminnasta epäsuorasti mittaamalla aivojen verenkierrossa ja veren happipitoisuudessa tapahtuvia muutoksia (Vanninen & Parkkola, 2017). Aktivoituneilla aivoalueilla verenkierto tehostuu, jolloin veri luovuttaa enemmän happea ympäröivään kudokseen (Bear ym., 2016). Hapettoman hemoglobiinin eli deoksihemoglobiinin ja hapellisen hemoglobiinin eli oksihemoglobiinin suhdetta mittaamalla saadaan tunnistettua aktivoituneet aivoalueet (Bear ym., 2016). fMRI suoritetaan standardilla MRI-laitteella (Huettel ym., 2014).

### 2.2.1 Ydinmagneettinen resonanssi ja MRI

Toiminnallisen magneettikuvauksen fysikaalinen toimintaperiaate perustuu samoihin ilmiöihin kuin rakenteellisessa magneettikuvauksessa (MRI, engl. magnetic resonance imaging). MRI:ssä tarkastellaan useimmiten vety-ytimien (protonien) käyttäytymistä magneettikentässä, sillä vedyn käyttäytyminen on yksinkertaisinta verrattuna muihin ytimiin, ja vetyä on runsaasti kehon vedessä ja rasvassa (Lammentausta, 2017). Vety-ytimien, ja lisäksi joidenkin muiden ytimien, kvanttimekaanisten ominaisuuksien takia niihin vaikuttaa ydinmagneettinen resonanssi (NMR, engl. nuclear magnetic resonance), joka vaaditaan MRI:ssä signaalin muodostumiseen (Lammentausta, 2017).

Lähes kaikissa nykyisissä MRI-laitteissa on sähkömagneetti staattisen magneettikentän luomiseksi (Huettel ym., 2014). MRI-laitteen ytimessä on suprajohtava johdinsilmukka, jossa virtaa yleensä noin tuhannen ampeerin sähkövirta. Tämän johdinsilmukan ympärille muodostuu vahva, yli 1 teslan (T) suuruinen ulkoinen magneettikenttä. (Lammentausta, 2017) Potilas makaa potilaspöydällä, jota liikutetaan johdinsilmukan, ns. putken sisälle (Huettel ym., 2014). Normaalitilassa potilaan kudoksen vety-ytimien magnetisaatiot osoittavat satunnaisesti kaikkiin suuntiin. Ulkoinen magneettikenttä kääntää ytimien magnetisaatiot joko magneettikentän suuntaiseksi tai vastakkaisuuntaiseksi lähes tasajakoisesti. Nettomagnetoituma kuvaa yksittäisten vety-ytimien magnetisaatioiden summaa. Nettomagnetoituma on tässä vaiheessa ulkoisen magneettikentän suuntainen, sillä ulkoisen magneettikentän suuntaisesti kääntyneitä ytimiä on hieman enemmän kuin vastakkaisuuntaisia. Lisäksi ulkoisen magneettikentän vaikutuksesta ytimet prekessoivat magneettikentän kenttäviivojen ympäri Larmorin taajuudella, joka riippuu ytimestä ja ulkoisen magneettikentän voimakkuudesta. (Lammentausta, 2017). Prekessio (engl. precession) tarkoittaa hyrrän tapaista pyörimisliikettä, jossa ydin pyörii oman akselinsa ym-

päri, ja lisäksi tämä akseli pyörii kallistuneena magneettikentän suuntaan nähden ympyrän muotoista rataa pitkin. (Huettel ym., 2014).

Ydinmagneettinen resonanssi tarkoittaa ytimien kykyä absorboida energiaa sähkömagneettisesta säteilystä prekession ansiosta. Absorboitavan säteilyn taajuus vastaa ytimien prekession taajuutta. Signaalin synnyn kannalta tärkeitä ovat kaksi ilmiötä: virittyminen ja relaksaatio. MRI-laitteessa on koko putken mittainen kela, jolla lähetetään virittävä radiotaajuinen (RF) pulssi. (Lammentausta, 2017) RF-pulssi on siis sähkömagneettista säteilyä, jonka taajuus vastaa radioaaltoja. Virityksessä osa ytimistä kääntyy ulkoisen magneettikentän suuntaisista kentän vastakkaisuuntaisiksi absorboituaan energiaa (Lammentausta, 2017). Tällöin magneettikentän suuntainen eli pitkittäinen magnetisaatio heikkenee. Samalla kaikkien absorboivien ytimien prekessio samanvaiheistuu, jolloin magneettikenttää kohtisuora eli poikittainen magnetisaatio kasvaa. (Huettel ym., 2014) Mitä kauemmin RF-pulssi kestää, sitä useampi ydin kääntyy ja enemmän energiaa varastoituu. Nettomagneitumaa voidaan kuvata vektorina, jonka kulma kääntyy ulkoisen magneettikentän suuntaisesta tasosta kohtisuoraa tasoa kohti. (Lammentausta, 2017)

RF-pulssin päättyessä ytimet pyrkivät palautumaan takaisin matalamman energian tilaan eli kääntymään takaisin ulkoisen magneettikentän suuntaisiksi. Vapautuva energia poistuu sähkömagneettisena säteilynä, jonka taajuus on sama kuin virittämiseen käytetty taajuus eli Larmorin taajuus. Tätä ilmiötä kutsutaan relaksaatioksi, joka voidaan jakaa kahteen komponenttiin: T1- ja T2-relaksaatioon. T1-relaksaatio tarkoittaa pitkittäisen magnetisaation palautumista, kun nettomagneituma palaa ulkoisen magneettikentän suuntaiseksi. Ytimien keskinäisestä vuorovaikutuksesta ja ulkoisen magneettikentän paikallisesta vaihtelusta johtuen ytimien prekessio erivaiheistuu, joka johtaa poikittaisen magnetisaation heikkenemiseen eli T2-relaksaatioon. Relaksaatiosta vapautuva sähkömagneettinen säteily ha-

vaitaan yleensä erillisellä kelalla, joka sijoitetaan mahdollisimman lähelle kuvattavaa kudosta. (Lammentausta, 2017)

Signaalin tarkan lähteen paikantamiseksi käytetään gradienttikenttiä, jotka synnytetään erillisillä gradienttikeloilla (Huettel ym., 2014). Gradienttikentät ovat paljon ulkoista magneettikenttää heikompia magneettikenttiä, joiden voimakkuus kasvaa valitussa suunnassa kuvausalueella (Lammentausta, 2017). Muuttuvan kentän avulla ytimet prekessoivat eri taajuudella kentän eri kohdissa, jolloin eritaajuuksiset signaalit voidaan paikantaa (Lammentausta, 2017).

Eri kudoksilla on erimittaiset T1- ja T2-relaksaatioajat. T1-relaksaatioaika määritellään siksi ajaksi, jossa kudoksen pitkittäinen magnetoituma on palautunut 63 %:iin alkuperäisestä, ja T2-relaksaatioaika taas siksi ajaksi, jossa poikittainen magnetoituma on vaimennut 37 %:iin alkuperäisestä. (Lammentausta, 2017) Virityksen loputtua T1-signaali siis lisääntyy ja T2-signaali heikkenee. Virityksiä toistetaan peräkkäin niin, että kudokset eivät ehdi relaxoitua täysin ennen uutta viritystä (Lammentausta, 2017). Peräkkäisten viritysten välistä aikaa kutsutaan toistoajaksi (TR, engl. time to repetition) ja virityksen ja signaalin keräyksen välistä aikaa kaikuajaksi (TE, engl. time to echo). Näitä säätelemällä voidaan erottaa kudokset, joilla on erimittaiset T1- ja T2-relaksaatioajat. T1-painotetussa kuvassa kudokset, joilla on lyhyt T1-relaksaatioaika, näkyvät kirkkaampina. Vastaavasti T2-painotetussa kuvassa kudokset, joilla on pitkä T2-relaksaatioaika, näkyvät kirkkaampina. (Lammentausta, 2017)

### 2.2.2 fMRI-signaali

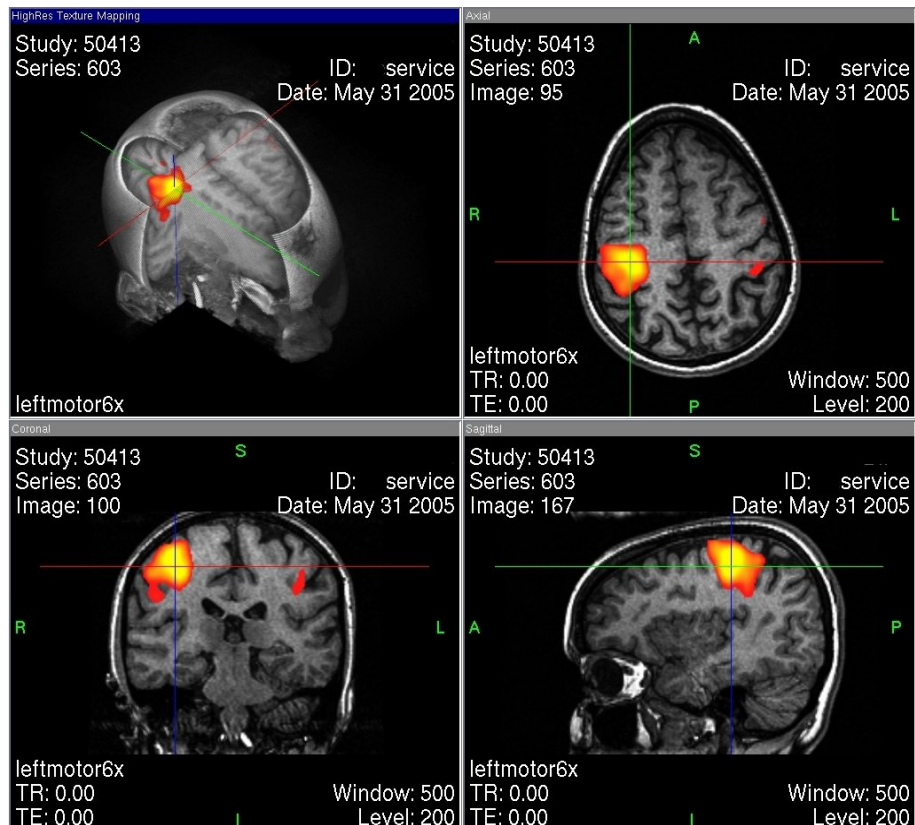
Vety-ytimiä ympäröivä kudos tekee magneettikentästä epähomogeenisen, mikä nopeuttaa prekession ja siten poikittaisen magnetoituman havaittavaa vaimenemista. Tätä kutsutaan havaittavaksi T2-relaksaatioksi eli T2\*-relaksaatioksi, joka on oleellinen fMRI-signaalin mittaamisessa. (Huettel ym., 2014) Kuten T2-signaali, T2\*-

signaali heikkenee virityksen jälkeen. Veren oksihemoglobiinilla ja deoksihemoglobiinilla on erilaiset magneettiset ominaisuudet, jotka vaikuttavat  $T2^*$ -relaksaatioaikaan (Huettel ym., 2014).

Oksihemoglobiini on diamagneettista, eli sillä ei ole parittomia elektroneja eikä magneettista momenttia, minkä vuoksi se hylkii heikosti ulkoista magneettikenttää. Deoksihemoglobiini taas on paramagneettista, eli sillä on sekä parittomia elektroneja että magneettinen momentti, minkä vuoksi ulkoinen magneettikenttä vetää sitä puoleensa. Paramagneettinen deoksihemoglobiini vääristää ympäröivää magneettikenttää, jolloin lähellä olevien vety-ytimien prekessio erivaiheistuu ja poikittainen magnetisaatio vaimenee nopeammin. Tämä johtaa nopeampaan  $T2^*$ -relaksaatioon. (Huettel ym., 2014)

$T2^*$ -painotetuissa fMRI-kuvissa havaitaan korkeampi signaali alueilta, joissa on enemmän happipitoista verta, ja matalampi signaali alueilta, joissa on enemmän hapetonta verta. Tätä eroa kutsutaan BOLD-kontrastiksi (engl. blood-oxygenation-level-dependent contrast) eli veren hapetustasosta riippuvaksi kontrastiksi. (Huettel ym., 2014) Aktiivisilla aivoalueilla verenkiero tehostuu ja toisaalta hapellisen hemoglobiinin määrä lisääntyy, jolloin näiltä alueilta saadaan paikallisesti voimakkaampi signaali (Vanninen & Parkkola, 2017).  $T2^*$ -painotettuun kuvantamiseen vaaditaan yli 1,5 teslan suuruinen ulkoinen magneettikenttä, jotta BOLD-kontrasti on havaittavissa (Huettel ym., 2014).

Kuva 2.1 on esimerkki fMRI-kuvasta. Kuvassa on neljä magneettikuvaa (MRI) aivoista, joihin on liitetty oranssinkeltainen fMRI-kuva. Vasemman yläkulman kuva on kolmiulotteinen mallinnus koko aivoista ja kolme muuta kuvaa ovat poikileikkauksia eri suunnista. Magneettikuvaa käytetään pohjana, jotta fMRI-kuvan sijoittaminen oikeaan kohtaan aivoja on helpompaa. Värilliset kohdat kuvaavat lisääntyntä aineenvaihduntaa ja täten lisääntyntä aivotointaa vasemman käden



Kuva 2.1: fMRI-kuva vasemman käden sormien liikuttamisesta.<sup>1</sup>

sormien liikuttamisen seurauksena. Mitä vaaleampi oranssi väri on, sitä todennäköisempää on lisääntynyt aivotoiminta kyseisellä alueella.

## 2.3 Isotooppikuvaus

Yksifotoniemissiotomografia (SPET, engl. single-photon emission tomography) ja positroniemissiotomografia (PET, engl. positron emission tomography) ovat isotooppikuvaukseen kuuluvia radiologisia kuvantamismenetelmiä, joilla voidaan kuvantaa myös aivojen toimintaa. Kumpikin menetelmä perustuu radioaktiivisen aineen, ns. radiolääkkeen hajoamisen seurauksena kudoksesta emittoituvan gammasäteilyn mittaamiseen. (Saarakkala, 2017) Erilaisia radiolääkkeitä hyödyntämällä voi-

<sup>1</sup>M.R.W.HH at German Wikipedia, Public domain, via Wikimedia Commons; <https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Fmrtuebersicht.jpg>

daan kuvantaa aivoissa tapahtuvia fysiologisia prosesseja kuten glukoosin kulutusta, dopamiinin vapautumista ja verenkiertoa, jotka puolestaan kertovat lisääntyneestä aivotoiminnasta (Pereira ym., 2025).

Ennen kuvausta potilaalle annetaan radiolääkettä yleisimmin injektoimalla eli ruiskuttamalla se verenkiertoon. Radiolääke sisältää haluttuun kohdekudokseen haakeutuvan kemiallisen yhdisteen ja siihen liitetyn radioaktiivisen atomiytimen eli niin kutsutun radionuklidin tai radioisotoopin. Nimensä mukaisesti SPET-kuvauksessa radionuklidi emittoi hajotessaan gammafotonin ja PET-kuvauksessa positronin ( $\beta^+$ -hiukkasen). SPET-kuvauksessa emittoitu gammafotoni voidaan suoraan havaita potilaan ympärillä kiertävillä gammakameran detektoreilla. PET-kuvauksessa taas emittoitu positroni ensin törmää ympärillä olevan kudoksen elektroniin ja ne annihiloituvat, jolloin kaksi gammafotonia lähtevät valonnopeudella vastakkaisiin suuntiin. Nämä gammafotonit havaitaan PET-kamerassa potilaan ympäröivän kehädetektorin vastakkaisilla puolilla. (Saarakkala, 2017)

Sekä SPET:ssä että PET:ssä kerätään havaintoja gammafotoneista eri projektioidissa. SPET:ssä gammakamera havaitsee aina yhden gammafotonin kerrallaan, mutta PET:ssä kehädetektori havaitsee lähes yhtä aikaa useita gammafotonipareja, minkä ansiosta PET-kuvauksen herkkyys ja paikkaresoluutio ovat paremmat. Paremman herkkyyden avulla pienemmät radiolääkekertymät erottuvat taustaaktiivisuudesta, ja paremman paikkaresoluution avulla havaittu aktiivisuus pystytään paikantamaan tarkemmin. Kummassakin menetelmässä yksittäisistä projektioidista rekonstruoidaan aksiaalisia leikekuvia ja edelleen kolmiulotteinen mallinnus radiolääkkeen jakautumisesta potilaan elimistössä. Lisäksi kummassakin menetelmässä hyödynnetään lähes aina yhdistettyä tietokonetomografialaitteistoa (TT, engl. computed tomography, CT), jonka avulla radiolääkekertymä pystytään sijoittamaan anatomisesti oikealle alueelle TT-kuvan tarkan resoluution ansiosta. Myös SPET- ja PET-signaalien vaimenemiskorjaus kullekin kudostyypille suori-

tetaan TT:llä määritettyjen vaimenemiskertoimien avulla. Kun SPET-laitteeseen on yhdistetty TT-laitteisto, puhutaan yleensä SPET-TT:stä (engl. SPECT, single-photon emission computed tomography) (Saarakkala, 2017)

Kuten fMRI:llä, myös isotooppikuvauksella saadaan tietoa aivojen toiminnasta epäsuorasti mittaamalla muun muassa aivojen verenkierrossa tapahtuvia muutoksia. Glukoosi ja happi ovat aivojen kaksi ensisijaista energianlähdettä, joten niiden lisääntynyt määrä tietyllä aivoalueella kertoo suuremmasta energiantarpeesta vilkkaamman aivotoiminnan seurauksena (Pereira ym., 2025). Havaitsemalla happi-15:llä leimatun veden ( $\text{H}_2^{15}\text{O}$ ) tai fluori-18:lla leimatun glukoosin (fluorodeoksiglukoosi, FDG-18) radiolääkekertymät PET-kuvauksella saadaan tietoa lisääntyneestä aivojen alueellisesta verenkierrosta (rCBF, engl. regional cerebral blood flow). Tämä siis kertoo epäsuorasti aivotoiminnan lisääntymisestä kyseisellä alueella. (Pereira ym., 2025) Isotooppikuvauksessa hyödynnetään monia eri radionuklidien ja lääkeainesten yhdistelmiä eri elinten ja fysiologisten prosessien kuvantamiseen (Saarakkala, 2017).

# 3 Toiminnalliset neurokuvantamismenetelmät unen tutkimuksessa

Unta voidaan tutkia monesta näkökulmasta, mutta tässä tutkielmassa keskitytään tutkimuksiin aivojen kuvantamisesta unen aikana. Aivojen unenaikaiseen kuvantamiseen käytetään erilaisia neurokuvantamismenetelmiä, joista osalla saadaan tietoa aivojen rakenteesta ja osalla aivojen toiminnasta (Pereira ym., 2025). Oleellista ensimmäisen tutkimuskysymyksen kannalta on keskittyä toiminnallisiin neurokuvantamismenetelmiin, joiden avulla saadaan tietoa aivojen aktiivisuudesta unen aikana. Jotta voidaan kuvantaa aivoja unennäön hetkellä, tarvitaan menetelmiä myös unenvaiheiden havaitsemiseen.

Toiminnallisia neurokuvantamismenetelmiä voidaan vertailla niiden ajallisen resoluution (engl. temporal resolution) ja avaruudellisen resoluution (engl. spatial resolution) perusteella. Ajallinen resoluutio tarkoittaa kykyä erottaa aivoissa tapahtuvia peräkkäisiä muutoksia toisistaan ja avaruudellinen resoluutio kykyä erottaa muutosten sijainti toisistaan. Yleisesti aineenvaihduntaa kuvantavien menetelmien kuten fMRI:n ja PET:n avaruudellinen resoluutio on parempi ja ajallinen resoluutio huonompi, kun taas sähköistä toimintaa mittaavien menetelmien kuten EEG:n ajallinen resoluutio on parempi ja avaruudellinen resoluutio huonompi. (Burle ym.,

2015) Pienemmän ajallisen resoluution avulla saadaan aivotoimintaa kuvannettua lähempänä kognitiivisten prosessien nopeutta (Pereira ym., 2025), ja pienemmän avaruudellisen resoluution avulla aivotoiminta saadaan paikannettua tarkemmin tietyille alueelle (Burle ym., 2015).

### 3.1 EEG

EEG on suhteellisen vanha aivotoiminnan mittaamiseen käytetty menetelmä, jota edelleen hyödynnetään aktiivisesti muun muassa unen tutkimuksessa (Pereira ym., 2025). EEG voidaan suorittaa koko yön yli tutkimushenkilön nukkuessa (Bear ym., 2016), minkä ansiosta havaittiin ensimmäistä kertaa muun muassa REM-uni ja yöunen syklisyys sekä myöhemmin eri unenvaiheille tyypilliset aivosähkökäyrän vaihtelevat aaltomuodot (Pereira ym., 2025). Nykyäänkin EEG:tä hyödynnetään unen vaiheiden tunnistamiseen samaan aikaan, kun muilla neurokuvantamismenetelmillä kuvataan aivojen aktiivisia alueita ja aineenvaihduntaa (Pereira ym., 2025). Unen vaiheiden tunnistamiseen käytetään EEG:n lisäksi myös silmänliikekäyrää (EOG, engl. electrooculography) ja leuanaluslihasten lihassähkökäyrää (EMG, engl. electromyography), ja yhdessä nämä kolme menetelmää muodostavat niin kutsutun unipolygrafia- tai polysomnografia-menetelmän (Partonen & Järnefelt, 2023). Näiden menetelmien käyttö samanaikaisesti erityisesti fMRI:n kanssa vaatii erityistä huomiota, sillä kaiken laitteiston on oltava ei-magneettista, ja fMRI:n vahva magneettikenttä häiritsee EEG-signaalia. (Pereira ym., 2025)

EEG:n ajallinen resoluutio on erinomainen verrattuna muihin neurokuvantamismenetelmiin. Vanhatalo ym. (2018a) mukaan tavanomaisten EEG-mittauslaitteiden signaali on luotettavasti arvioitavissa 0,5–70 hertsin välillä. 70 hertsin taajuus vastaa noin 14 millisekunnin ajallista erotuskykyä. Vanhatalo ym. (2018b) mukaan kuitenkin uudempaa täyskaista-EEG:tä hyödyntäen voidaan mitata taajuuksia satoihin hertzeihin asti. Voidaan siis todeta, että EEG:n ajallinen resoluutio on joitain mil-

lisekunteja. Perinteisen EEG:n avaruudellinen resoluutio on noin 6–9 senttimetriä, mutta tietyillä laskennallisilla menetelmillä (CSD, engl. Current Source Density) sitä voidaan parantaa 2–3 senttimetriin (Burle ym., 2015). On tärkeää huomata, että kuten jo luvussa 2 todettiin, pään iholta mitattu EEG-signaali rajoittuu pääasiassa aivokuorelle (Vanhatalo ym., 2018b). Vanhatalo ym. (2018b) mukaan muilla kuin aivokuorelta peräisin olevilla signaaleilla ei ole vakiintunutta diagnostista merkitystä kliinisessä EEG-mittauksessa.

### 3.1.1 Unen vaiheet

Uni voidaan jakaa kahteen toisistaan selvästi eroavaan vaiheeseen: vilkeuneen eli REM-uneen (engl. rapid eye movement sleep) ja perusuneen eli NREM-uneen (engl. non-REM sleep). REM-unessa aivotoiminta on hyvin vilkasta ja ihminen kuvittelee yksityiskohtaisia, viihdyttäviä ja irrationaalisia mutta todentuntuksia harhakuvia eli näkee unia. REM-unen aikana normaalisti keho menettää luurankolihastonuksensa, mitä kutsutaan atoniaksi, eikä siksi kykene liikkumaan silmiä, hengitysilhaksia ja sisäkorvan pieniä lihaksia lukuunottamatta. REM-uni saa nimensä siitä, että silmät tekevät silmäluomien alla nopeita edestakaisia liikkeitä. REM-unen aikana sympaattinen hermosto aktivoituu, pulssi ja hengitys kiihtyvät, mutta ruumiinlämpö laskee. NREM-unen aikana taas parasympaattinen hermosto ja ruoansulatus aktivoituvat, aivojen toiminta on hidasta ja keho kykenee liikkumaan. Unia voidaan nähdä myös NREM-unessa, mutta niissä esiintyy useimmiten lyhyitä ja uskottavia ajatuksia sekä vähemmän visuaalisia kuvia kuin REM-unessa. (Bear ym., 2016)

Aivojen sähköistä aktiivisuutta mittaavan EEG:n tarkkuus mahdollistaa paitsi REM- ja NREM-unen erottamisen toisistaan (Bear ym., 2016), myös NREM-unen luokittelun edelleen useampaan tasoon (Pereira ym., 2025). NREM-uni voidaan jakaa kolmeen vaiheeseen N1-N3 (Partonen & Järnefelt, 2023; Pereira ym., 2025), tai kolmas vaihe vielä neljänteen vaiheeseen (Bear ym., 2016). Tyypillisessä koko yön

kestävässä unessa aivot käyvät läpi ensin NREM-unen vaiheet 1–4, sitten palaavat käänteisessä järjestyksessä vaiheeseen 2, jonka jälkeen alkaa lyhyt REM-unijakso. Tämän jälkeen alkaa taas uusi kierros vaiheesta 2 alkaen. Aivot käyvät yön aikana tätä sykliä läpi muutaman kerran unen kestosta riippuen, mutta yön mittaan REM-jaksot pitenevät ja NREM-unen kolmannet ja neljännet vaiheet lyhenevät. (Bear ym., 2016) Normaalisti yöunessa vaihetta N1 on enintään 5 %, vaihetta N2 on 45–55 %, vaihetta N3 (vaihe 4 mukaan lukien) on 16–20 % ja REM-unta 21–30 % (Partonen & Järnefelt, 2023). REM-unen määrä painottuu unen viimeiselle kolmannekselle. REM-jaksot ovat pisimmillään 30–50 minuutin mittaisia, ja REM-jaksojen välillä on vähintään 30 minuuttia kestävä NREM-jakso. (Bear ym., 2016)

Valvetilaa, jossa silmät ovat kiinni ennen unta, kutsutaan nollavaiheeksi, ja sille on tyypillistä voimakas lihasjänteys ja EEG:ssä havaittavat alfa-aallot. Nukahtaessa alkaa kevyimmän unen N1-vaihe, jolloin EEG:ssä alkaa esiintyä theeta-aaltoja ja silmät tekevät hitaita liikkeitä. (Partonen & Järnefelt, 2023) N1-vaihe kestää vain muutaman minuutin, jonka aikana ihminen on helpoiten herätettävissä. Hieinan syvemmän unen N2-vaiheessa EEG:ssä esiintyy satunnaisia unisukkuloita ja K-komplekseja, ja silmien liike vähenee. N3-vaiheessa EEG:ssä alkaa hitaat delta-aallot, ja silmien ja kehon liikkeet ovat vähäisiä. Neljäs vaihe on syvimmän unen taso, jossa esiintyy alle 2 hertsin EEG-aaltoja. (Bear ym., 2016) Joissain lähteissä N3-vaiheella tarkoitetaan syvimmän unen tasoa (Partonen & Järnefelt, 2023), mutta kolmas ja neljäs vaihe eroteltuna huomataan, että neljännelle vaiheelle asti vaivutaan yleensä vain parissa ensimmäisessä syklissä alkuyöstä (Bear ym., 2016). REM-unen aikana aivot toiminta on vilkkainta ja EEG:ssä esiintyy nopeita beeta- ja gamma-aaltoja. (Bear ym., 2016).

## 3.2 SPET-TT ja PET

SPET-TT- ja PET-kuvantamista hyödynnetään unen aikana aktivoituneiden aivoalueiden paikantamiseen radiolääkekertymiä mittaamalla. Erityisesti PET-kuvantamista hyödyntävissä tutkimuksissa on selvitetty paikallisen verenkierron muutoksia aivoissa eri unenvaiheiden aikana. (Pereira ym., 2025) Pereira ym. (2025) mukaan heidän läpikäymien tutkimusten perusteella verenkierto vähenee NREM-unen aikana aivojen eri alueilla, mutta REM-unen aikana aktiivisuus on vaihtelevaa.

Unen tutkimuksissa on tärkeää, että tutkimushenkilö pystyy nukkumaan tarpeeksi syvää unta kuvauksista huolimatta (Pereira ym., 2025). Kuten muissakin isotooppikuvauksissa, unen tutkimuksessa radiolääkkeen puoliintumisajalla on merkitystä. Lyhyempi puoliintumisaika mahdollistaa useiden kuvausten suorittamisen saman yön aikana, mutta pidempi puoliintumisaika taas mahdollistaa kuvauksen vasta herätyksen yhteydessä (Pereira ym., 2025).  $H_2^{15}O$ :lla on lyhyt puoliintumisaika ja FDG-18:lla on pitkä puoliintumisaika. Isotooppikuvauksissa tutkimushenkilön liikkumista on rajoitettava, jotta vältetään liikeartefakteilta, ja lisäksi yhden käden on oltava paikallaan radiolääkkeen annostelua varten. Tämän takia tutkimushenkilö ei pysty vaihtamaan asentoaan, mikä tekee nukkumisesta epämiellyttävää erityisesti pitkien kuvausten aikana. (Pereira ym., 2025)

SPET-TT:n avaruudellinen resoluutio on 6–8 millimetriä ja ajallinen resoluutio joitakin minuutteja (Pereira ym., 2025). PET:llä on merkittävästi parempi herkkyys kehädetektorin ansiosta, mikä mahdollistaa myös paremman avaruudellisen resoluution kuin SPET-TT (Saarakkala, 2017). PET:n avaruudellinen resoluutio on 2–3 millimetriä ja ajallinen resoluutio sekunneista minuutteihin. Kummankin menetelmän haittapuolena on liikkumisrajoituksen lisäksi radioaktiivisen merkkiaineen injektio, mikä vaatii erityisiä säteilyturvallisuuteen liittyviä rajoituksia. (Pereira ym., 2025)

### 3.3 fMRI

fMRI on nykyään eniten käytetty tekniikka ihmisen kognitiivisten prosessien tutkimisessa, ja myös unen tutkimuksessa sitä hyödynnetään aivojen aktivoituneiden alueiden kuvantamiseen verenkierron BOLD-signaalia mittaamalla (Pereira ym., 2025). Vastaavasti kuin PET-kuvantamisella, myös fMRI:llä on Pereira ym. (2025) mukaan selvitetty aivoalueiden aktivoitumista eri unenvaiheiden ja erityisemmin unenvaiheille tyypillisten EEG-rytmien aikana. PET-kuvantamiseen nähden fMRI:llä on kuitenkin etuja, jotka tekevät siitä suositumman menetelmän juuri kognitiivisessa neurotutkimuksessa (Pereira ym., 2025).

Muihin toiminnallisiin neurokuvantamismenetelmiin verrattuna fMRI:llä on paras avaruudellinen resoluutio 1–3 millimetriin saakka ja isotooppikuvausta parempi ajallinen resoluutio muutamiin sekunteihin saakka, vaikkakin modernilla fMRI-teknologialla voidaan saavuttaa vieläkin tarkempi erotuskyky. Toisin kuin PET-kuvaus, fMRI on ei-invasiivinen eikä siihen liity säteilyturvallisuusrajoituksia. (Pereira ym., 2025)

fMRI:llä on myös omat heikkoutensa unen tutkimuksessa. Kuten PET-kuvauksessa, myös fMRI:ssä liikkumista on rajoitettava. Myös MRI-laitteen synnyttämä kova ääni häiritsee unta, erityisesti REM-unta, ja saattaa vaikuttaa aivo toimintaan unen aikana. Lisäksi MRI-laitteen synnyttämä magneettikenttä häiritsee EEG-signaalia. (Pereira ym., 2025)

### 3.4 fNIRS

Toiminnallinen lähi-infrapunakuvaus (fNIRS, engl. functional near-infrared spectroscopy) on toiminnallinen neurokuvantamismenetelmä, jota voidaan käyttää myös unien tutkimuksessa. fNIRS mittaa lähi-infrapunavalon absorptiota aivoissa, mikä riippuu veren happisaturaatiosta ja virtauksen määrästä, ja kertoo puolestaan tiet-

Taulukko 3.1: Unen tutkimuksessa käytettyjen toiminnallisten neurokuvantamismenetelmien vertailu. Taulukko mukaillee osin Pereira ym. (2025) taulukkoa. (CC BY 4.0; <https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)

Menetelmä (kohde)	Avaruudellinen resoluutio	Ajallinen resoluutio	Kustannus	Vaatimukset/rajoitteet
EEG (aivokuori)	2–3 cm	ms	matala	signaalin suodatus ja ei-magneettiset elektrodit fMRI-tutkimuksessa
fNIRS (aivokuori)	1 cm	s	matala	pimeä mittausympäristö
SPET-TT (koko aivot)	6–8 mm	min	keskitaso	radioaktiivinen merkkiaine, liikkumisen rajoitus
PET (koko aivot)	2–3 mm	s–min	korkea	radioaktiivinen merkkiaine, liikkumisen rajoitus
fMRI (koko aivot)	1–3 mm	s	korkea	liikkumisen rajoitus, melu, häiritsee EEG-signaalia

tyjen aivoalueiden aktiivisuudesta. (Pereira ym., 2025) fNIRS suoritetaan pään iholta, minkä takia signaali on heikko aivokuorta syvemmiltä alueilta (Cui ym., 2011).

fNIRS:n avaruudellinen erotuskyky on yksi senttimetri ja ajallinen erotuskyky joitakin sekunteja. (Pereira ym., 2025) fNIRS on suhteellisen edullinen verrattuna SPET-TT:hen, PET:iin ja fMRI:hin (Pereira ym., 2025), mikä voidaan katsoa menetelmän eduksi. fNIRS:n avaruudellinen erotuskyky on kuitenkin heikko verrattuna muihin menetelmiin.

Taulukkoon 3.1 on koottu edellä läpikäydyistä unen tutkimuksessa käytetyistä toiminnallisista neurokuvantamismenetelmistä tieto siitä, kuvataanko niillä koko aivoja vai aivokuorta, menetelmien avaruudelliset ja ajalliset resoluutiot, mittauksen suhteellinen kustannus sekä menetelmän käytettävyyteen liittyvät oleelliset vaatimukset tai rajoitteet. fMRI:n avaruudellinen erotuskyky on paras, mutta PET:n avaruudellinen erotuskyky hyvin lähellä. EEG:n ajallinen resoluutio on huomattavasti muita parempi, mutta koko aivojen kuvantamiseen fMRI:llä on paras ajallinen resoluutio. EEG:n ja fNIRS:n suhteelliset kustannukset ovat matalimmat.

# 4 Unen visuaalisen sisällön tulkitseminen tekoälyn avulla

Lukuisat tutkimukset ovat selvittäneet mahdollisuutta aivotoiminnan visuaalisen sisällön tulkitsemiseen käyttäen neurokuvantamismenetelmiä ja tekoälyä. Kaikissa läpikäymissäni tutkimuksissa on käytetty BOLD-fMRI:tä aivojen kuvantamiseen. Tutkimusten pääpiirteet ovat samanlaiset: koneoppimismalli on koulutettu tunnistamaan fMRI-kuvista aivojen käsittelemän kuvan piirteet. Toisen tutkimuskysymyksen kannalta on oleellista käydä läpi unen tutkimuksessa käytetyt menetelmät, mutta on hyvä huomioida, että samat menetelmät soveltuvat pääosin myös nähtyjen ja kuviteltujen kuvien tulkitsemiseen.

## 4.1 Koneoppimismallit: SVM ja CNN

Horikawa ym. (2013) sekä Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksissa hyödynnetään kahta erilaista koneoppimismallia: lineaarista tukivektorikonetta (SVM, engl. support vector machine) ja syvää konvoluutioneuroverkkoa (CNN, engl. convolutional neural network). Esittelen ne tässä alaluvussa lyhyesti.

Lineaarinen tukivektorikone (SVM) on tukivektorikoneista yksinkertaisin ohjattuun koneoppimiseen lukeutuva malli, jota käytetään datan luokitteluun kahteen eri luokkaan. Syötteille määritellään aluksi piirteidensä perusteella vektoriesitys, jonka jälkeen ne kartoitetaan epälineaaraisesti korkeaulotteiseen piirre-avaruuteen.

Syötevektoreiden välille pyritään löytämään lineaarinen raja, joka erottaa syötteet mahdollisimman tarkasti kahteen ennalta määriteltyyn luokkaan. Lineaarista rajaa eli päätöstasoa kutsutaan optimaaliseksi hypertasoksi, jolla on maksimaalinen etäisyys kumpaankin erotettavaan luokkaan. Maksimaalinen etäisyys luokkien välillä lisää mallin yleistymiskykyä uusille syötteille eli kykyä luokitella oikein dataa, jota ei ole käytetty mallin kouluttamiseen. Malli saa nimensä siitä, että optimaalisen hypertason muodostamiseksi voidaan koulutusdatasta tarkastella vain pientä osaa syötevektoreista, joita kutsutaan tukivektoreiksi. Tukivektorien avulla on mahdollista luokitella tehokkaasti syötevektoreita, joiden piirre-esitykset voivat olla hyvinkin moniulotteisia. (Cortes & Vapnik, 1995)

Syvä konvoluutioneuroverkko (CNN) on ohjattuun koneoppimiseen lukeutuva neuroverkkomalli, jota hyödynnetään erityisesti kuvantunnistuksessa. Syvä konvoluutioneuroverkko tarkoittaa neuroverkkomallia, jossa konvoluutiokerroksia on muutama tai enemmän, jopa kymmeniä. CNN oppii piirteitä automaattisesti tyypillisesti suuresta määrästä valmiiksi luokiteltua koulutusdataa ja yleistää vasteensa uuteen dataan. (Gonzalez, 2018) Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksessa käytetystä syvästä konvoluutioneuroverkosta käytetään lyhennettä DNN, joka yleensä viittaa yleisemmin syvään neuroverkkoon (engl. deep neural network).

CNN koostuu vaihtelevasta määrästä konvoluutio-, aktivointi- ja koontikerroksia. Esimerkiksi kuvantunnistuksessa mallille annetaan syötteenä kuva, joka jaetaan syötekerroksella pienempiin alueisiin. Konvoluutiokerroksella näiden alueiden kokoinen suodin (engl. kernel) käy läpi kuvan jokaisen alueen ja laskee matemaattisen konvoluution alueella olevien pikselien väriarvojen ja painokertoimen perusteella. Aktivointikerroksella konvoluutioon sovelletaan epälineaarista aktivaatiosfunktiota, ja tuloksena syntyy kaksiulotteinen piirrekartta (engl. feature map). Lisäksi voidaan käyttää koontikerrosta, joka pienentää piirrekartan resoluutiota nopeuttaen prosessointia. Näiden kerrosten ulostulona saatu piirrekartta syötetään seuraaville

kerroksille, joissa samat operaatiot toistuvat, mutta eri painokertoimilla. Jokaisen kerroksen jälkeen piirrekartan esittämät alkeellisemmän tason piirteet muodostuvat entistä abstraktimmiksi esityksiksi syötetystä kuvasta. (Gonzalez, 2018)

CNN:n viimeisen kerroksen ulostulo muutetaan usein kuvantunnistuksen tapauksessa vektorimuotoon ja syötetään syvään täysin kytkettyyn neuroverkkoon (FCN, engl. fully connected neural network), joka luokittelee kuvan piirteiden perusteella johonkin ennalta määritellyistä luokista. FCN:n jokaisella kerroksella on laskutoimituksen suorittava solmu, joka yhdistyy jokaiseen seuraavan kerroksen solmuun eli ne ovat nimensä mukaisesti täysin kytkettyjä. Jokainen solmu suorittaa vastaavan operaation painokertoimien perusteella kuin CNN:n kerroksilla. CNN:n toiminnalle on keskeistä sopivien painokertoimien oppiminen, joka tapahtuu iteratiivisesti laajaa opetusdataa läpikäyden ja säätäen painokertoimia vastavirta-algoritmillä (engl. backpropagation). Painokertoimet alustetaan satunnaisilla arvoilla, joita sitten muutetaan FCN:n viimeisen kerroksen ulostulon tekemän virheen perusteella, eli sen perusteella, luokiteltiinko kuva oikein. Kun mallin koulutus on valmis, sopivat painokertoimet on opittu, ja mallia voidaan hyödyntää uusien kuvien tunnistamiseen. (Gonzalez, 2018)

## 4.2 Tutkimukset unennäön tulkitsemisesta

Horikawa ym. ovat osoittaneet kahdessa toisiaan täydentävässä tutkimuksessa (Horikawa ym., 2013; Horikawa & Kamitani, 2017b), että unissa koettua visuaalista sisältöä on mahdollista tulkita unen aikana kuvatusta fMRI-datasta kuvien tunnistukseen koulutettujen koneoppimismallien avulla. Horikawa ym. (2013) tutkimuksessa havaittiin yhteys aivoalueiden aktivaation ja unennäkijän raportoimien sanojen välillä hyödyntäen lineaarista tukivektorikonetta (SVM). Horikawa ja Kamitani (2017b) jatkotutkimus syvensi ymmärrystä aivoalueiden aktivaatiosta hyödyntäen syvää konvoluutioneuroverkkoa (CNN) ja osoittamalla, että unennäön visuaa-

liset piirteet esiintyvät aivoissa hierarkkisesti vastaavalla tavalla kuin näköhavainnot. Kummassakin käytettyjä menetelmiä voidaan soveltaa myös nähdyn tai kuvitellun kuvan tulkitsemiseen fMRI-datasta, kuten esimerkiksi Horikawa ja Kamitani (2017a) tutkimuksessa.

Koehenkilöiden aivoja kuvattiin fMRI:llä heidän nukahtaessaan, ja heidät herätettiin toistuvasti raportoimaan unessa näkemänsä visuaalinen sisältö aina, kun EEG:ssä havaittiin NREM-unen N1- ja N2-vaiheet. REM-unen sijasta keskityttiin näihin vaiheisiin eli hypnagogiseen vaiheeseen, jotta herätyksiä pystyttiin toistamaan useammin ja keräämään enemmän dataa. Raporteista kerättiin visuaalisia objekteja ja tapahtumapaikkoja kuvaavat sanat ja kartoitettiin WordNet:iin, jossa semanttisesti samankaltaiset sanat ryhmitellään hierarkkisesti sanaryhmiin. Jokaisesta herätystä ennen kerättyyn fMRI-dataan liitettiin vektori osoittamaan kyseisen herätyksen raportissa esiintyneitä sanaryhmiä. (Horikawa ym., 2013) Tätä fMRI-dataa yhdistettynä sen aikana unessa esiintyneitä visuaalisia kokemuksia kuvaaviin sanoihin käytettiin molemmissa tutkimuksissa (Horikawa ym., 2013; Horikawa & Kamitani, 2017b).

Tekoälymallit koulutettiin tunnistamaan, miltä aivojen aktiivisuus näyttää, kun henkilö näkee tai kuvittelee tietyn kuvakategorian kohteen. Horikawa ym. (2013) tutkimuksessa SVM-malli koulutettiin fMRI-datalla, joka kerättiin koehenkilön katsoessa kutakin sanaryhmää esittäviä kuvia. Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksessa taas käytettiin Horikawa ja Kamitani (2017a) tutkimuksessa koulutettua CNN-mallia, joka oli koulutettu sekä nähdyn että kuvitellun kuvan piirteiden tulkitsemiseen. fMRI-kuvissa huomio keskitettiin aivojen näköalueisiin V1, V2, V3 ja V4, jotka muodostavat yhdessä matalan tason näköalueen (LVC, engl. lower visual cortex), sekä lateraaliseen takaraivokompleksiin (LOC, engl. lateral occipital complex), varttinäpöimun kasvoalueeseen (FFA, engl. fusiform face area) ja tursoimun paikka-alueeseen (PPA, engl. parahippocampal place area), jotka muodosta-

vat yhdessä korkean tason näköalueen (HVC, engl. higher visual cortex) (Horikawa & Kamitani, 2017b). Horikawa ym. (2013) tutkimuksessa tarkasteltiin kaikkia näitä alueita paitsi V4:ää. Alueet V1-V4 vastaavat alkeellisesta näköhavainnosta, muotojen ja värien havaitsemisesta (Bear ym., 2016). LOC-alue reagoi vahvemmin kokonaisuun objekteihin (Malach ym., 1995). FFA-alue reagoi erityisen vahvasti kasvoihin, ja PPA-alue (engl. parahippocampal place area) reagoi erityisen vahvasti paikkoihin ja maisemiin (Bear ym., 2016). Korkean tason näköalueet vastaavat siis osaltaan semanttisen tason näköhavainnosta.

Koulutettuja tekoälymalleja testattiin unenaikaisella fMRI-datalla. Horikawa ym. (2013) tutkimuksessa SVM-malli pystyi tunnistamaan raporteissa esiintyneet kategoriat yli sattuman todennäköisyydellä. Horikawa ym. (2013) mukaan tutkimuksen tulokset antavat näyttöä siitä, että unennäön aikana samat visuaalista sisältöä edustavat aivoalueet aktivoituvat kuin näköaistimuksessa. Visuaalinen sisältö on myös tulkittavissa näiden alueiden aktiivisuudesta koneoppimista hyödyntäen (Horikawa ym., 2013). Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksessa CNN-mallin hierarkkiset visuaaliset piirteet keski- ja korkean tason kerroksilla korreloivat unenaikaisesta fMRI-datasta tulkittujen piirteiden kanssa. Myös CNN:n avulla unissa nähtyjä objektikategorioita oli mahdollista erotella sattumaa paremmin (Horikawa & Kamitani, 2017b). Horikawa ja Kamitani (2017b) mukaan tämän jatkotutkimuksen tulokset osoittavat, että unennäössä hierarkkiset visuaaliset piirteet esiintyvät aivoissa vastaavalla tavalla kuin näköaistimuksessa. Unennäössä kohteet eivät esiinny siis ainoastaan semanttisella tai kategorisella tasolla, vaan myös piirretasolla (Horikawa & Kamitani, 2017b).

Horikawa ym. (2013) tutkimuksessa korkean tason näköalueet (HVC), erityisesti FFA ja PPA, suoriutuivat matalamman tason näköalueita (LVC) paremmin. Horikawa ym. (2013) huomauttavat kuitenkin, että myös matalan tason piirteiden tulkitseminen saattaa olla mahdollista LVC-alueilta, vaikka tässä tutkimuksessa osoi-

tettiin semanttisten piirteiden tulkitseminen HVC-alueilta. Matalan tason piirteillä tarkoitetaan kuvan visuaalisia perusominaisuuksia, kuten viivojen suuntia, kontrastia tai reunoja. Myöskään Horikawa ja Kamitani (2017b) mukaan tulosten perusteella ei voida sulkea pois matalan tason piirteiden esiintymistä unennäössä, vaikka korrelaatio CNN:n matalan tason kerroksilla ja matalan tason näköalueilla oli heikkoa. Tämä johtui osittain siitä, että analyysi rajoittui objektikategorioiden piirreesityksiin, mikä heikensi tarkkuutta matalan tason piirteiden tulkitsemisessä. (Horikawa & Kamitani, 2017b). Horikawa ym. (2013) mainitsevat myös, että vaikka tässä tutkimuksessa keskityttiin NREM-unen aikaiseen unennäköön, myös REM-unen aikainen kuvantaminen saattaa olla mahdollista näillä menetelmillä.

Tuloksista voitiin vielä huomata joitakin tarkempia yksityiskohtia. Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksessa unenaikaisella fMRI-datalla CNN-piirteiden korrelaatio oli matalampi kuin nähtyjen ja kuviteltujen kuvien fMRI-datalla. CNN:n eri kerrosten vaihtelevat tarkkuudet vihjaavat siitä, että nähtyjen, kuviteltujen ja uneksittujen kuvien esityksessä aivoissa saattaa olla eroja. Nähtyjen ja kuviteltujen kuvien fMRI-datalla tarkkuus oli paras keskitason CNN-kerroksilla 4–7, kun taas korkeimmalla kerroksella 8 tarkkuus oli heikompi. Unenaikaisella fMRI-datalla tarkkuus oli suhteellisen korkea keskitason ja korkeimman tason CNN-kerroksilla 5 ja 8, kun taas kerrosten 6 ja 7 tarkkuus oli heikompi. (Horikawa & Kamitani, 2017b) Horikawa ja Kamitani (2017b) mukaan tulokset saattavat kertoa siitä, että uneksittujen objektien syntyyn korkeamman tason kognitiivisten toimintojen, kuten muistin ja abstraktin tiedon, osallistumisesta uneksittujen objektien syntyyn. Horikawa ja Kamitani (2017b) mainitsevat kuitenkin, että tuloksiin vaikutti osittain myös eri kokoiset datasetit nähtyjen ja kuviteltujen kuvien ja uneksittujen kuvien välillä.

## 5 Yhteenveto ja pohdinta

Tässä tutkielmassa selvitettiin neurokuvantamismenetelmien ja tekoälyn käyttöä unien tutkimuksessa. Kirjallisuuskatsauksen perusteella voidaan todeta, että unen tutkimukseen käytetään monia erilaisia neurokuvantamismenetelmiä, joilla on omat vahvuutensa ja heikkoutensa. Lisäksi voidaan todeta, että tekoälyä hyödyntäen on mahdollista saada viitteitä ihmisen näkemän unen sisällöstä.

Ensimmäiseen tutkimuskysymykseen vastattiin vertailemalla eri neurokuvantamismenetelmiä. Aivosähkökäyrä (EEG) on edelleen olennainen menetelmä unen vaiheiden tunnistamisessa sen yksinkertaisuuden ja erinomaisen ajallisen erotuskyvyn ansiosta. Pienten muutosten havaitseminen aivotoiminnassa vaatii kuitenkin tarkkaa tietoa aivojen syvemmistä osista. Kuten Pereira ym. (2025) totesivat, toiminnallinen magneettikuvaus (fMRI) on osoittautunut tässä parhaaksi menetelmäksi korkean avaruudellisen ja ajallisen erotuskykynsä ansiosta. Isotooppikuvaukset (PET ja SPET) tarjoavat erilaista tietoa aineenvaihdunnasta, mutta Pereira ym. (2025) mukaan niiden käyttöä rajoittavat heikompi ajallinen ja avaruudellinen erotuskyky sekä säteilyaltistus. Isotooppikuvauksessa radiolääkkeen pitkä puoliintumisaika mahdollistaa mukavamman nukkumisen, mutta toisaalta kuvauksia ei voida tehdä yhtä usein (Pereira ym., 2025). Toiminnallinen lähi-infrapunakuvaus (fNIRS) on mielenkiintoinen uudempi menetelmä, mutta sen avaruudellinen erotuskyky ei toisiksi ole usein riittävä. Usein paras lähestymistapa on yhdistää polysomnografiset menetelmät EEG mukaan lukien unen vaiheiden seurantaan ja jokin muu menetel-

mä, kuten fMRI, aivotoiminnan paikantamiseen (Pereira ym., 2025). Tämä vaatii kuitenkin teknisten haasteiden, kuten magneettikentän aiheuttamien häiriöiden, ratkaisemista. Lisäksi MRI-laitteen tuottama melu ja liikkumisen esto vaikeuttavat syvän unen saavuttamista, millä on vaikutusta mittaustuloksiin. Erityisesti melulla on REM-unta estävä vaikutus. (Pereira ym., 2025)

Toiseen tutkimuskysymykseen saatiin vastaus tarkastelemalla koneoppimismenetelmien käyttöä unen visuaalisen sisällön tulkitsemisessa. Käytettyjä menetelmiä olivat lineaarinen tukivektorikone (SVM) ja syvä konvoluutioneuroverkko (CNN). Horikawa ym. (2013) tutkimus osoitti, että SVM voidaan kouluttaa tunnistamaan unessa nähtyjä kohteita unenaikaisen fMRI-datan perusteella. Horikawa ym. (2013) tutkimus antoi lisäksi näyttöä siitä, että unennäön aikaisella näköaivokuoren aktiivisuudella on yhtäläisyys näköärsyksen aiovasteen kanssa. Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimus syvensi ymmärrystä hierarkkisten visuaalisten piirteiden esiintymisestä aivoissa unennäön aikana hyödyntäen CNN:n hierarkkista rakennetta. Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimus osoitti, että unennäössä kohteet eivät esiinny aivoissa ainoastaan semanttisella tai kategorisella tasolla, vaan myös piirretasolla vastaavalla tavalla kuin näköaistimuksessa. Horikawa ym. (2013) sekä Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimusten mukaan jäi vielä epäselväksi, miten matalan tason piirteet esiintyvät aivoissa unennäön aikana. Horikawa ym. (2013) esittivät myös mahdollisuuden REM-unen aikaisen unennäön tulkintaan. REM-unen kuvantamisessa haasteena ovat kuitenkin Horikawa ym. (2013) huomioima mahdollisten herätysten alhaisempi määrä sekä Pereira ym. (2025) mainitsevat MRI-laitteen rajoittavat tekijät, kuten laitteen synnyttämä melu ja vaadittava liikkumattomuus.

Tutkimuksia, jotka keskittyvät unennäön sijaan nähdyn tai kuvitellun kuvan tulkitsemiseen fMRI-datasta, löytyi hyvin paljon. Osa tutkimuksista osoittaa, että fMRI-datasta tulkitun kuvan rekonstruointi on mahdollista, kunhan koneoppimismalli pystyy tulkitsemaan sen tarpeeksi tarkasti. Esimerkiksi Shen ym. (2019) tutki-

muksessa rekonstruointiin hyvin tarkkoja kuvia nähdyistä kuvista hyödyntäen syvän konvoluutioneuroverkon lisäksi syvää generaattoriverkkoa (DGN, engl. deep generator network), joka on johdettu generatiivisesta kilpailevasta verkostosta (GAN, engl. generative adversarial network). DGN:n avulla rekonstruoitujen luonnollisten kuvien laatua saatiin parannettua (Shen ym., 2019). Esimerkiksi näitä nähtyjien ja kuviteltujen kuvien tutkimuksissa käytettyjä menetelmiä voisi soveltaa myös unennäön kuvantamisessa parempien tulosten saamiseksi. Ongelma unien visuaalisen sisällön rekonstruoinnissa on kuitenkin se, että ei tarkkaan tiedetä, miltä uneksitun kuvan tulisi näyttää. Kuten Shen ym. (2019) tutkimuksessa todetaan, GAN:iin pohjautuvan DGN:n tavoitteena on lisätä rekonstruoidun kuvan luonnollisuutta. Unien visuaalisen sisällön rekonstruoinnin vastaavaa generatiivista mallia hyödyntäen on siis perustuttava siihen oletukseen, että unennäkö vastaa luonnollisia kuvia. Horikawa ja Kamitani (2017b) tutkimuksen tulokset osoittavat siihen suuntaan, että tämä oletus olisi perusteltua.

Tekoälyä hyödynnetään unien kuvantamisessa myös muussakin, kuin unen visuaalisen sisällön tulkitsemisessä. Rajasin tutkielmani kuitenkin käsittelemään tekoälyn käyttöä juuri unennäön kuvantamisessa. Laajemmin tarkasteltuna, unien kuvantamisessa tekoälyä voisi hyödyntää esimerkiksi unen vaiheiden tunnistamisessa tai nukkumisrutiinien parantamisessa. Unenaikaisen aineenvaihdunnan tutkimuksessa esimerkiksi PET-kuvauksella voitaisiin hyödyntää tekoälyä tunnistamaan erilaisia toimintoja. Lisäksi puettavilla laitteilla voidaan unen aikana kerätä paljon dataa, jota tekoälysovellusten avulla voitaisiin analysoida.

# Lähdeluettelo

Bear, M. F., Connors, B. W., & Paradiso, M. A. (2016).

*Neuroscience: exploring the brain* (4. painos). Wolters Kluwer.

Burle, B., Spieser, L., Roger, C., Casini, L., Hasbroucq, T., & Vidal, F. (2015).

Spatial and temporal resolutions of EEG: Is it really black and white? A scalp current density view.

*International Journal of Psychophysiology*, *97*(3), 210–220.

<https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2015.05.004>

Cortes, C., & Vapnik, V. (1995). Support-vector networks.

*Machine Learning*, *20*(3), 273–297. <https://doi.org/10.1007/BF00994018>

Cui, X., Bray, S., Bryant, D. M., Glover, G. H., & Reiss, A. L. (2011). A

quantitative comparison of NIRS and fMRI across multiple cognitive tasks.

*NeuroImage*, *54*(4), 2808–2821.

<https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2010.10.069>

Gonzalez, R. C. (2018). Deep Convolutional Neural Networks [Lecture Notes].

*IEEE Signal Processing Magazine*, *35*(6), 79–87.

<https://doi.org/10.1109/MSP.2018.2842646>

Horikawa, T., & Kamitani, Y. (2017a). Generic decoding of seen and imagined

objects using hierarchical visual features. *Nature communications*, *8*.

<https://doi.org/10.1038/ncomms15037>

Horikawa, T., Tamaki, M., Miyawaki, Y., & Kamitani, Y. (2013).

Neural decoding of visual imagery during sleep. *Science*, *340*(6132), 639–642. <https://doi.org/10.1126/science.1234330>

Horikawa, T., & Kamitani, Y. (2017b).

Hierarchical neural representation of dreamed objects revealed by brain decoding with deep neural network features.

*Frontiers in Computational Neuroscience*, *11*.

<https://doi.org/10.3389/fncom.2017.00004>

Huettel, S. A., Song, A. W., & McCarthy, G. (2014).

*Functional magnetic resonance imaging* (3. painos). Sinauer Associates.

Kotimaisten kielten keskus. (2024).

*uni - Kielitoimiston sanakirja* [Kielitoimiston sanakirja].

Haettu 15. tammikuuta 2026, osoitteesta

<https://www.kielitoimistonsanakirja.fi/#/uni>

Lammentausta, E. (2017). Magneettikuvaus.

Teoksessa R. Blanco Sequeiros, S. K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundbom, R. Vanninen & O. Tervonen (Toim.), *Klininen radiologia* (1. painos).

Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppoportti.fi/opk04610>

Malach, R., Reppas, J. B., Benson, R. R., Kwong, K. K., Jiang, H.,

Kennedy, W. A., Ledden, P. J., Brady, T. J., Rosen, B. R., & Tootell, R. B. (1995). Object-related activity revealed by functional magnetic resonance

imaging in human occipital cortex. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, *92*(18), 8135–8139.

<https://doi.org/10.1073/pnas.92.18.8135>

Partonen, T., & Järnefelt, H. (2023). Mitä uni on?

Teoksessa J. Lönnqvist, M. Henriksson, M. Marttunen, T. Partonen,

- V. Aalberg & O. Seppälä (Toim.), *Psykiatria*. Kustannus Oy Duodecim.  
<https://www.oppiportti.fi/opk04497>
- Pereira, M., Chen, X., Paltarzhyskaya, A., Pacheco, Y., Muller, N., Bovy, L.,  
Lei, X., Chen, W., Ren, H., Song, C., Lewis, L. D., Dang-Vu, T. T.,  
Czisch, M., Picchioni, D., Duyn, J., Peigneux, P., Tagliazucchi, E., &  
Dresler, M. (2025). Sleep neuroimaging: Review and future directions.  
*Journal of Sleep Research*. <https://doi.org/10.1111/jsr.14462>
- Saarakkala, S. (2017). Isotooppikuvaus.  
Teoksessa R. Blanco Sequeiros, S. K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundbom,  
R. Vanninen & O. Tervonen (Toim.), *Klininen radiologia* (1. painos).  
Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/opk04610>
- Shen, G., Horikawa, T., Majima, K., & Kamitani, Y. (2019).  
Deep image reconstruction from human brain activity.  
*PLOS Computational Biology*, 15(1), e1006633.  
<https://doi.org/10.1371/journal.pcbi.1006633>
- Vanhatalo, S., Lauronen, L., Heinonen, H., Kallio, M., & Mervaala, E. (2018a).  
EEG-signaalin arviointi. Teoksessa E. Mervaala, E. Haaksiluoto,  
S.-L. Himanen, S. Jääskeläinen, M. Kallio & S. Vanhatalo (Toim.),  
*Klininen neurofysiologia*. Kustannus Oy Duodecim.  
<https://www.oppiportti.fi/opk04625>
- Vanhatalo, S., Lauronen, L., Heinonen, H., Kallio, M., & Mervaala, E. (2018b).  
EEG:n perusta. Teoksessa E. Mervaala, E. Haaksiluoto, S.-L. Himanen,  
S. Jääskeläinen, M. Kallio & S. Vanhatalo (Toim.),  
*Klininen neurofysiologia*. Kustannus Oy Duodecim.  
<https://www.oppiportti.fi/opk04625>
- Vanninen, R., & Parkkola, R. (2017).  
Täydentävät neuroradiologiset kuvantamismenetelmät.

Teoksessa R. Blanco Sequeiros, S. K. Koskinen, H. Aronen, N. Lundbom,  
R. Vanninen & O. Tervonen (Toim.), *Klininen radiologia* (1. painos).  
Kustannus Oy Duodecim. <https://www.oppiportti.fi/opk04610>