



TIETO- JA SÄHKÖTEKNIIKAN TIEDEKUNTA  
ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN TUTKINTO-OHJELMA

# **KANDIDAATINTYÖ**

## **PUETTAVAT LÄHI-INFRAPUNA- SPEKTROSKOPIALAITTEET AIVOTUTKIMUKSEN TARPEISIIN**

Tekijä

Markus Luukkonen

Ohjaaja

Teemu Myllylä

Kesäkuu 2022

**Luukkonen M. (2022) Puettavat lähi-infrapunaspektroskopialaitteet aivotutkimuksen tarpeisiin.** Oulun yliopisto, tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta, elektroniikan ja tietoliikennetekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 34 s.

## **TIIVISTELMÄ**

Tässä työssä tutustutaan toiminnalliseen lähi-infrapunaspektroskopiaan eli fNIRS:iin ja sitä hyödyntäviin nykyaikaisiin laitteisiin aivotutkimuksessa. Työ aloitetaan yleiskatsauksella fNIRS-tekniikkaan ja siihen, kuinka se vertautuu yleisimpiin aivojen kuvantamistekniikoihin. Tätä seuraavassa teoriaosuudessa pureudutaan lyhyesti lähi-infrapunaspektroskopian perusteisiin, mittauseriaatteisiin, mittauserämenetelmiin, laitekomponentteihin ja sovelluskohteisiin.

Pääosassa työtä kuitenkin esitellään fNIRS-laitteita, joista 12 on viimeaikaisessa kirjallisuudessa julkaistuja. Laitteiden tärkeimpiä ominaisuuksia nostetaan esille ja vertailaan taulukoiden avulla. Tämän jälkeen esitellään kolme testiprotokollaa, joita yleisesti käytetään fNIRS-laitteen testaamisessa.

**Avainsanat:** toiminnallinen lähi-infrapunaspektroskopia, fNIRS, aivojen kuvantaminen, aivojen kuvantamismenetelmät, aivojen kuvantamistekniikat, fNIRS-laitteet.

**Luukkonen M. (2022) Wearable Near-infrared Spectroscopy Devices for brain research.**  
University of Oulu, Degree Programme in Electronics and Communications Engineering.  
Bachelor's Thesis, 34 p.

## **ABSTRACT**

**This work introduces functional near-infrared spectroscopy, i.e., fNIRS, and devices that use this technique for brain monitoring. The work begins with an overview of the fNIRS and compares it with other brain imaging techniques. The following theory section covers, in brief, fNIRS fundamentals, measurement principles, measurement methods, device components, and applications.**

**The main part of the work, however, focuses on presenting 12 wearable fNIRS devices published in recent literature. The most important features of the devices are highlighted and compared with the help of tables. Furthermore, there are three test protocols presented that are commonly used in NIRS device testing.**

**Key words: functional near-infrared spectroscopy, fNIRS, brain imaging, brain imaging methods, brain imaging techniques, fNIRS devices.**

# SISÄLLYSLUETTELO

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT .....	3
SISÄLLYSLUETTELO .....	4
LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET.....	5
1 JOHDANTO .....	6
2 LÄHI-INFRAPUNASPEKTROSKOPIA .....	7
2.1 Lähi-infrapunavalo .....	7
2.2 Mittausperiaatteet .....	8
2.3 Mittausmenetelmät .....	9
2.4 Laitekomponentit.....	10
2.5 Sovelluskohteet .....	10
2.5.1 Kielten opiskelu.....	11
2.5.2 Psykiatria .....	11
2.5.3 Anestesian syvyyden mittaaminen .....	12
2.5.4 Ikääntymistutkimukset .....	12
2.5.5 Aivojen ja tietokoneen välinen käyttöliittymä.....	12
3 FNIRS-LAITTEET .....	13
Laite nro 1 .....	13
Laite nro 2.....	14
Laite nro 3.....	15
Laite nro 4.....	16
Laite nro 5.....	17
Laite nro 6.....	18
Laite nro 7.....	19
Laite nro 8.....	20
Laite nro 9.....	21
Laite nro 10.....	22
Laite nro 11 .....	23
Laite nro 12.....	24
3.1 Taulukkovertailu .....	25
4 TESTIPROTOKOLLAT .....	27
4.1 Hengityksen pidättäminen.....	27
4.2 Valsalvan koe .....	28
4.3 Sormien naputtelu.....	29
5 YHTEENVETO.....	31
6 LÄHDELUETTELO .....	32

## LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

fNIRS	Functional near-infrared spectroscopy, toiminnallinen lähi-infrapunaspektroskopia
(NIRS)	(Near-infrared spectroscopy, lähi-infrapunaspektroskopia)
(NIR)	(Near-infrared, lähi-infrapuna)
fMRI	Functional magnetic resonance imaging, toiminnallinen magneettikuvaus
(MRI)	(Magnetic resonance imaging, magneettikuvaus)
EEG	Electroencephalography, aivosähkökäyrä
HbO <sub>2</sub>	Oksihemoglobiini
Hb	Deoksihemoglobiini
Caa3	Sytokromi c-oksidaasi
CW	Continuous wave, ”jatkuva-aaltainen”
TD	Time-domain, aika-alue
FD	Frequency-domain, taajuus-alue
SiPD	Silicon photodiode, piifotodiode
SiPM	Silicon photomultiplier, piivalomonistin
SDD	Source-detector distance, valonlähteen ja sensorin välinen etäisyys
SNR	Signal-to-noise ratio, signaali-kohinasuhde
VCSEL	Vertical-cavity surface-emitting laser, pystykaviteettinen pintaemittiva laser
EEL	Edge-emitting laser, reunaemittiva laser
p.	page, sivu
pp.	pages, sivut

# 1 JOHDANTO

”Aivot ovat epäilemättä yksi monimutkaisimmista ihmiskunnan tuntemista rakenteista, mistä todistaa jo pelkästään aivojen hermosolujen määrä (noin  $10^{11}$ ).” [1, p. 292] Aivoissa tapahtuu paljon ja aivotoiminnan todellinen ymmärtäminen vaatii tiedeyhteisöltä pitkäjänteistä ponnistelua. Haasteeseen on kuitenkin vastattu erilaisilla aivokuvantamismenetelmillä, jotka ovat kehittyneet erityisesti viime vuosikymmenten aikana. Kehityskulku mahdollistaa esimerkiksi uusia hoitomuotoja aivoja koskeviin sairauksiin ja uudenlaisia aivotoimintaan perustuvia viestintälaitteita vammautuneita varten. Aikaisemmin diagnosoitavissa olevia ja siten hoidettavia aivosairauksia voisivat olla muun muassa epilepsia, aivohalvaus ja Parkinsonin tauti. [1], [2], [3, p. 5]

”Aivotoimintaa voidaan tutkia useilla erilaisilla noninvasiivisilla teknologioilla, kuten lähi-infrapunaspektroskopiolla eli NIRS:llä (*eng. near-infrared spectroscopy*), magneettikuvauksella eli MRI:llä (*eng. magnetic resonance imaging*) ja aivosähkökäyrällä eli EEG:llä (*eng. electroencephalography*).” [3, p. 5] ”Noninvasiivinen” on lääketieteen tekninen termi, jolla viitataan toimenpiteeseen, jossa ei tunkeuduta kehoon tai rikota ihoa. Kun puhutaan nimenomaan aivojen toimintojen kuvantamisesta, lisätään kahden ensin mainitun teknologian nimen eteen sana ”toiminnallinen” (*eng. functional*), jolloin lyhenteet ovat muodoissa fNIRS ja fMRI [4]. Tällöin mitataan aivojen toimintaa heijastelivia hemodynamiikan muutoksia [5].

Toiminnallinen lähi-infrapunaspektroskopia on saavuttanut erityistä suosiota kuvantamismenetelmien joukossa, koska sitä voidaan hyödyntää tutkittavan kohteen liikkuaessa ja mitä erilaisimmissa toimintaympäristöissä. Tällöin voidaan puhua puettavista (*eng. wearable*) fNIRS-laitteista [6, p. 61]. Vertailun vuoksi magneettikuvauksen aikana ihmisen täytyy maata paikoillaan isossa laitteessa, joka on kallis verrattuna fNIRS-laitteisiin. fMRI:n eduksi mainittakoon kuitenkin suurempi spatiaalinen resoluutio (avaruudellinen erottelukyky), mikä mahdollistaa aivotoiminnan tarkan paikallistamisen. Jos taas muiden kuvantamisteknologioiden etuja halutaan yhdistää lähi-infrapunaspektroskopian etuihin, voidaan teknologioita myös yhdistää. Tällainen multimodaalinen kuvantaminen vaatii kuitenkin monimutkaisempia mittalaitteita. [1, pp. 295, 299], [3, pp. 17, 29], [7, pp. 687–735]

Tässä työssä keskitytään fNIRS-teknologiaan ja sen käyttöön uusimmissa laitteissa. Aluksi esitellään toiminnallisen lähi-infrapunaspektroskopian teoriaa, minkä jälkeen tutkitaan erilaisia laiteratkaisuja. Myös Oulun yliopistossa kehitettyä NIRS-laitetta esitellään ja laitteita vertailaan taulukoiden avulla. Lisäksi käydään läpi kaksi testiprotokollaa, joita voidaan käyttää NIRS-laitteiden toimivuuden testaamiseen. Lopuksi tehdään yhteenveto ja katsaus tulevaisuuteen.

Työssä on käytetty englanninkielistä viitejärjestelmää ja lähdeluettelointia IEEE-tyylillä.

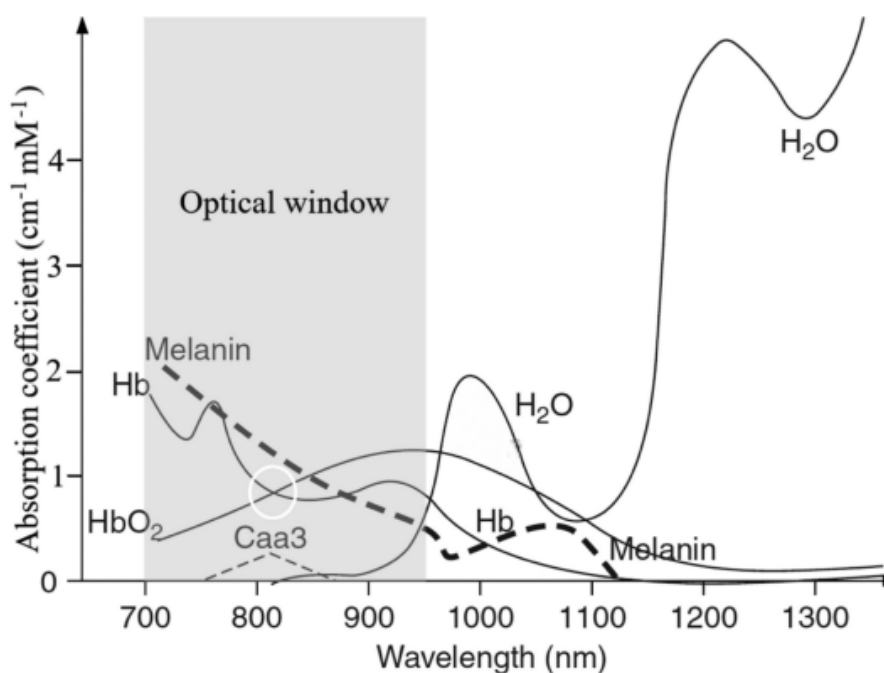
## 2 LÄHI-INFRA-PUNASPEKTROSKOPIA

### 2.1 Lähi-infrapunavalo

Vaikka aivojen kuvantamiseen on erilaisia tekniikoita, kaikki niistä perustuvat kudoksen fyysisten tai kemiallisten muutosten mittaamiseen. fNIRS-teknologiassa tarkkaillaan väliaineen, veren, optisten ominaisuuksien muutoksia, jotka aiheutuvat kemiallisista muutoksista. Tarkemmin sanottuna ollaan kiinnostuneita siitä, miten veren kyky absorboida lähi-infrapunavaloa muuttuu hapen kulkeutuessa aivoihin ja sieltä pois. [1, p. 292]

Kromoforeiksi sanotaan yleisesti ottaen kemiallisia ryhmiä, joissa absorptiota tapahtuu erityisen paljon tietyillä aallonpituuksilla. Veren hemoglobiinin hapettunut muoto oksihemoglobiini ( $\text{HbO}_2$ ) ja sen hapettumaton muoto deoksihemoglobiini (Hb) ovat kromoforeja, joiden pitoisuudet vaihtelevat aivojen kuormituksen mukaan. Tämä johtuu siitä, että aivoalueen kuormituksen kasvaessa hapen tarve lisääntyy, jolloin verisuonet kuljettavat aivoalueelle enemmän oksihemoglobiinia suhteessa deoksihemoglobiiniin. [1, p. 293]

fNIRS:ssä käytetään aallonpituusalueutta 650 nm:stä 950 nm:iin, koska tällä alueella muun muassa veden absorbanssi on hyvin pieni kuvan 1 mukaisesti [1, p. 293]. Tällä aallonpituusalueella valmiiksi heikkoenergistä lähi-infrapunasäteilyä absorboituu mahdollisimman vähän ei-toivottuihin väliaineisiin, eli muihin kuin hemoglobiinimolekyyleihin, sen matkalla kudokseen ja takaisin. Jos käytettäisiin 1200 nm tai sen ylittäviä aallonpituuksia, vesimolekyyleistä tulisi merkittävä este valon etenemisellä kudoksessa. [1, pp. 292–293]



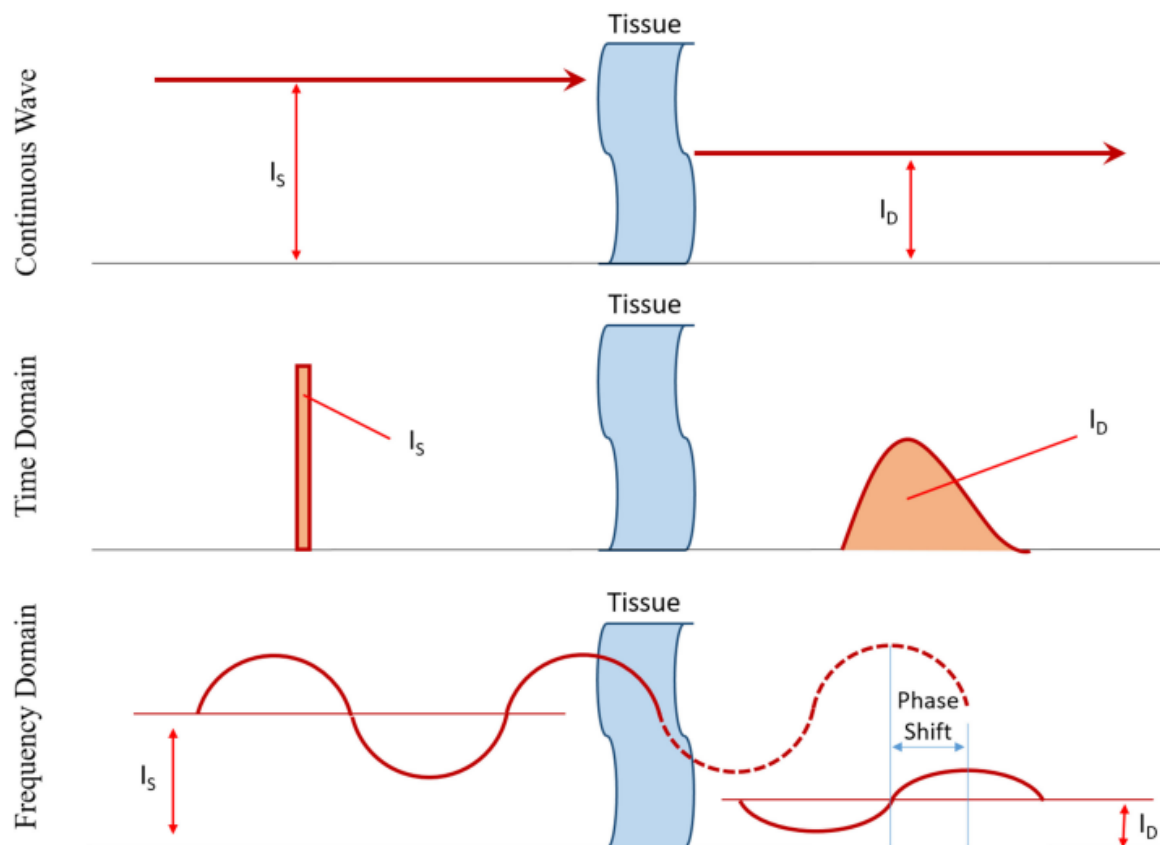
© [2020] IEEE

Kuva 1. Veden, oksihemoglobiinin ja deoksihemoglobiinin absorptiokertoimet (absorbanssit) aallonpituuden funktiona. Lisäksi kuvassa on kromoforien melaniini ja sytokromi c-oksidaasi (Caa3) absorptiospektrit. Kudoksen ”optical window” eli ”optinen ikkuna” kuvaa fNIRS:in kannalta kaikkein optimaalisinta aallonpituusalueutta, jolla veden absorbanssi on pienimmillään.

## 2.2 Mittausperiaatteet

NIRS-järjestelmiä on olemassa pääasiassa kolmenlaisia, joista jokaisella on omat vahvuutensa ja heikkoutensa. Järjestelmästä riippumatta tärkeitä ominaisuuksia ovat järjestelmän tarkkuus, selektiivisyys eli kyky erottaa eri kudokset, luotettavuus ja koko [8, p. 1]. Eri järjestelmien mittausperiaatteet on esitetty kuvassa 2 yhtä valonlähdettä käyttäen: [1, p. 296]

- I) Continuous Wave, CW
- II) Time Domain, TD
- III) Frequency Domain, FD [1, p. 295]



© [2020] IEEE

Kuva 2. NIRS-järjestelmien tyypit. Kuvassa "Tissue" tarkoittaa säteilytettävää kudosta,  $I_s$  valonlähteen säteilyn intensiteettiä,  $I_D$  säteilyn intensiteettiä vastaanottimella ja "Phase Shift" valon kulkeutumisesta aiheutunutta vaihesiirtoa.

CW-NIRS on ensimmäiseksi ilmaantunut, käytetyin, yksinkertaisin ja edullisin spektroskopiamenetelmä. Menetelmää hyödyntävistä laitteista tulee kevyitä ja pieniä verrattuna muun tyyppisiin laitteisiin. Järjestelmän käyttämä valo omaa useita aallonpituuksia, joita vastaanotetaan fotodiodilla (*eng. silicon photodiode, SiPD*), piivalomonistimella (*eng. silicon photomultiplier, SiPM*) tai yksinkertaisella valokennolla (*eng. photodetector*). Vakiointensiteetillä syötetty valo vaimentuu kulkeutuessaan pääasiassa kahdesta syystä: absorptioon ja sironnan vuoksi. Lisäksi valon tunkeutumissyvyyteen vaikuttaa valonlähteen ja ilmaisimen välinen etäisyys (*eng. source-detector distance, SDD*). Mitä suurempi SDD on, sitä syvemältä aivotointaa voidaan mitata – aina puoleen SDD:hen asti. Signaalin laatu kuitenkin heikkenee



tunkeutumissyvyyden kasvaessa, ja yleisesti optimaaliseksi SDD:ksi onkin havaittu 3 cm. Tällöin signaalin laadun ja tunkeutumissyvyyden suhde on parhaimmillaan. CW-NIRS:n negatiivisina puolina valon vaimentumisen syitä ei pystytä erottamaan toisistaan kovin tarkasti, eikä SDD yleensä voi olla kovin suuri signaalin laadun heikentymättä. [1, p. 296], [9, p. 7]

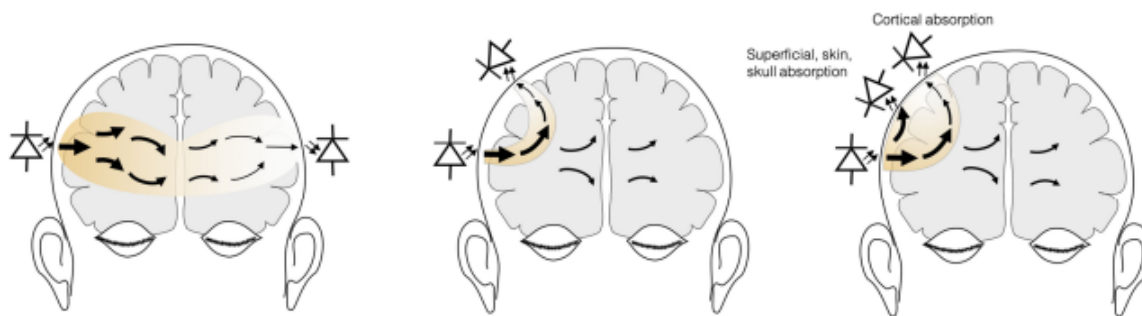
TD-NIRS käyttää toiminnassaan lyhyitä, pikosekunneissa laskettavia, mutta intensiteetiltään voimakkaita laser-pulsseja, joiden avulla saavutetaan tarkemmat mittaustulokset ja spatiaalinen resoluutio [10, p. 1]. Valon diffuusio aivoissa ja absorptiokertoimet selviävät sekä absoluuttiarvoina että differentiaalisina toisin kuin CW-NIRS:ssä, jossa saadut tulokset ovat aina differentiaalisia [6, p. 61]. Pulssin vaimentuneen muodon havaitseminen vaatii kuitenkin erityisen herkeän kameran tai fotonilaskurin käyttämistä, mikä hidastaa herkästi näytteenottonopeutta. Lisäksi suurempien teho- ja laitevaatimusten vuoksi järjestelmistä tulee tavallista kookkaampia ja kalliimpia. [1, p. 296], [6, p. 60]

FD-NIRS:ssä tuotetaan intensiteetiltään radiotaajuusmodulointua valoa joko LED:llä, laserdiodilla tai jollakin valkoisen valon lähteellä. Valon kulkeutuessa aivoihin ja takaisin kolme sen ominaisuutta muuttuvat: intensiteetti, vaihekulma ja modulaatiosyvyys. Muutoksia verrataan lähetetyn valon ominaisuuksiin, kun tiedetään, että alle 200 MHz:n taajuuksilla valon vaihesiirto on suoraan verrannollinen kuljettuun optiseen matkaan [1, p. 296]. Vastaanottopäässä on vahvistusmodulointu alueilmaisoin (*eng. gain-modulated area detector*) tai fotonilaskuri. Tälläkin järjestelmällä on mahdollista saada absoluuttista tietoa aivoista kuten TD-NIRS:llä, mutta laitteista tulee jälleen kalliimpia ja monimutkaisempia. [1, p. 296], [6, p. 60]

### 2.3 Mittausmenetelmät

NIRS-järjestelmän valonlähteet ja anturit voidaan asetella kuvan 3 mukaisesti pään ympärille eri tavoin laitteistosta ja tutkimuskohteesta riippuen [1, p. 296]. Kiinnittäminen päähän onnistuu ilman iholiimaa, geeliä tai muita lisäkeinoja, joten laiteosien puhdistaminen on yleisesti ottaen helppoa [1, p. 297], [9, p. 11]. Lisäksi iholle tulevia mittapäitä voi käyttää yleensä monta kertaa ja pitkissäkin mittauksissa. [1, pp. 297–298]

Jos tutkittavana on vastasyntynyt vauva, voidaan päälle tehdä läpivalaisu (*eng. transillumination*) [11]. Aikuisille menetelmä ei sovellu liian ison pään ja pään erilaisten optisten ominaisuuksien vuoksi. Aikuisten tapauksessa yleisin mittaustapa on asettaa valonlähde ja anturi vierekkäin, ja mitata päästä heijastunutta valoa (*eng. reflectance*). Jos antureita tai valonlähteitä on useita eri etäisyyksillä toisistaan, voidaan selvittää erikseen millä tavoin valo kulkee kallon sisäpuolella ja millä tavoin sen ulkopuolella (*eng. differential reflectance*). Lyhyellä SDD:llä (< 1 cm) valo pääsee vain ihon alle ja kallon pintaan, kun taas pidemmällä SDD:llä säteily ulottuu aivokuoren sisäpuolelle asti. Kun heijastumisia molemmista mitataan, voidaan aviokuoresta palaavasta signaalista suodattaa pois lyhyen SDD:n signaali ja näin parantaa hyötysignaalin laatua [12, p. 2]. [1, p. 296]



© [2020] IEEE

Kuva 3. Läpivalaisutekniikka ja valon heijastumista hyödyntävät tekniikat, yhtä ja useampaa valon kulkureittiä hyödyntäen – kuvassa järjestyksessä vasemmalta oikealle. Kuvan oikeassa laidassa näkyvä ”Cortical absorption” tarkoittaa aivokuoresta tulevia heijastuksia, kun taas ”Superficial, skin, skull absorption” ihon ja kallon aiheuttamia heijastuksia.

## 2.4 Laitekomponentit

NIRS-laitteen suorituskykyyn vaikuttaa merkittävästi millaisia valonlähteitä ja vastaanottimia laitteessa käytetään [1, p. 296]. Kaupallisissa laitteissa hyödynnetään yleensä vain kahta aallonpituutta, vaikka useamman käyttäminen parantaisikin signaalin laatua [12, p. 3]. Ledit ovat valonlähteinä suositumpia kuin laserdiodit, koska ne ovat edullisempia ja yksinkertaisempia käyttää. Laserdiodeilla saadaan kuitenkin tarkempia mittaustuloksia, ja nekin kytetään pitämään tarpeeksi viileinä niin, ettei tutkittavan iholle aiheudu vahinkoa. [1, p. 297], [13, p. 580]

NIR-säteilyn ilmaisimina käytetään fotodiodeja, vyörypurkaukseen perustuvia zenerdiodeja ja valomonistinputkia. Näiden ilmaisimien aallonpituusselektiivisyys on matala, minkä vuoksi ilmaisin saattaa vastaanottaa myös haitallista taustavaloa. Iholle tulevan komponentin ja ihon väliin jääkin pieni ilmarako, minkä vuoksi mittapäiden asettaminen iholle oikeassa asennossa on tärkeää. Taustavaloa voidaan välttää ja torjua myös ilmaisimen ympärille valmistettavalla suojalla. Helpompi tapa minimoida taustavalon haittavaikutuksia mittaustuloksiin on painaa ilmaisimet voimakkaasti ihoa vasten. Liiallinen voimankäyttö saattaa kuitenkin aiheuttaa tutkitavalle stressiä ja päänsärkyä. [1, pp. 297–299]

Valonlähteillä ja -vastaanottimilla on englannin kielestä tuleva yhteisnimitys optodi (*eng. optode*) [1, p. 296]. Sekä valon säteilytys että vastaanotto tapahtuvat niin, että ledi ja fotodiode asetetaan joko suoraan kiinni päänahkaan tai sitten välissä käytetään optisia kuituja. Molemmissa tapauksissa signaalinkäsittelyyn tarvitaan erillistä elektroniikkaa. Ensimmäinen askel vastaanottimella on datasiignaalin vahvistaminen. Sama laitteisto voi tallentaa datan tai se voidaan siirtää suoraan tietokoneelle. Siirtoa ja signaalin vahvistusta seuraavat kohinanvaimennus ja signaalianalyysi. Datan jälkikäsittelyyn käytettävän ohjelmiston valinnassa kannattaa ottaa huomioon muun muassa tietojenkäsittelyn kattavuus, nopeus ja tarkkuus. Vaihtoehtoisesti voidaan jälkikäsittelyä varten käyttää omaa tietokoneohjelmaa. Jälkikäsittelyn laatu ja määrä vaikuttavat merkittävästi mittaustulosten luottavuuteen ja käytettävyyteen. [1, pp. 297, 300]

## 2.5 Sovelluskohteet

fNIRS on nopeasti kehittynyt ja kehittyvä teknologia, jolle löydetään jatkuvasti uusia käyttökohteita mitä erilaisimmissa olosuhteissa ja tutkimusympäristöissä. Sovelluksia rajoittaa

kuitenkin hieman se, että samanaikaisesti liikettä ja jopa puhumistakin kannattaisi usein välttää mittauksia tehtäessä, jotta lihasten liike ei aiheuttaisi mittausvirheitä [12, p. 8]. fNIRS:iä voidaan joka tapauksessa soveltaa ja hyödyntää muun muassa seuraavilla aihealueilla:

- Kielten opiskelu
- Psykiatria
- Kuntoutus
- Anestesian syvyyden mittaaminen
- Ikääntymistutkimukset
- Aivojen ja tietokoneen välinen käyttöliittymä
- Motorisiin toimintoihin liittyvä aivotoiminta
- Auton ajamiseen liittyvä tutkimus [1, pp. 299–300]

### ***2.5.1 Kielten opiskelu***

Kielten opiskeluun liittyen on tutkittu, voisiko tietyiltä aivoalueilta tuleva hemodynaaminen signaali edustaa opitun vieraan kielen puheen ymmärtämisen tasoa. Eräässä Japanissa tehdyssä NIRS-tutkimuksessa oli 46 osallistujaa, joiden äidinkieli oli japani ja koulussa opittu kieli englanti. Kiinaa he eivät osanneet ollenkaan, mutta kaikkia kolmea kieltä käytettiin testattaessa heitä. Testeissä näytettiin kuvia, joihin annettiin selityksiä puheen muodossa. Osallistuja koitti sitten valita oikean selityksen kuvaan monivalintatehtävän tavoin. [14]

Tutkimuksessa huomattiin, että tietoiseen tiedonkäsittelyyn ja huomiokykyyn liittyvät aivoalueet aktivoituivat enemmän englanninkielisissä kysymyksissä kuin japanin- tai kiinankielisissä kysymyksissä. Yritys ymmärtää myöhemmässä iässä opittua kieltä vaati siis enemmän aivoilta kuin yritys ymmärtää äidinkieltä tai täysin tuntematonta kieltä. Lisäksi aktivoitumisessa oli huomattavia eroja riippuen siitä, vastattiinko kysymyksiin oikein vai väärin. Näiden tulosten perusteella hemodynaamista signaalia voitaisiin käyttää esimerkiksi opitun kielen puheen ymmärtämisen tason arvioimisessa. [14]

### ***2.5.2 Psykiatria***

Sairauksien ja häiriöiden näkyminen aivoissa mahdollistaa niiden tutkimisen NIRS-tekniologioiden avulla. 2017 julkaistussa japanilaisessa tutkimuksessa tutkittiin erityisesti sitä, onko aivosairauksiin altistavilla perintötekijöillä vaikutusta etuosalohkon vajaatoimintaan. Tutkimukseen osallistui terveiden osallistujien lisäksi ihmisiä, jotka kärsivät joko skitsofreniasta, vakavasta masennushäiriöstä tai kaksisuuntaisesta mielialahäiriöstä. [15]

Tutkimuksen aikana osallistujia pyydettiin muodostamaan mahdollisimman monta tietyllä kirjaimella alkavaa substantiivia rajallisessa ajassa. Tämän myötä vahvistettiin etuosalohkon olevan vähemmän aktiivinen sairailta kuin terveillä osallistujilla. Lisäksi havaittiin, että jos sairastuneella oli sairauteen altistavia perintötekijöitä, etuosalohkon aktiivisuus oli vieläkin matalammalla tasolla. Johtopäätöksenä todettiin, että geneettisillä tekijöillä on selvä yhteys etuosalohkon vajaatoiminnan asteeseen vakavissa aivosairauksissa. [15]

### 2.5.3 *Anestesian syvyyden mittaaminen*

Anestesian monitorointi leikkauksen aikana on hyödyllistä muun muassa leikkauksen turvallisuuden varmistamiseksi. Eräässä viimeaikaisessa tutkimuksessa tutkittiin aivojen hemoglobiinimolekyylien happitasoja FD-NIRS-laitteella 11 potilaan leikkausten aikana. Tutkimuksessa havaittiin, että aivojen tila anestesian aikana voidaan tunnistaa hemodynaamisen signaalin perusteella. Aivojen aktiivisuus vaihtelee siis anestesian vaiheiden mukaan (esim. anestesian ylläpito, palautuminen anestesiasta, tietoisuus), mutta paikallisen aivotoiminnan ymmärtämiseksi vaiheiden aikana tarvitaan lisää tutkimuksia. [16]

### 2.5.4 *Ikääntymistutkimukset*

”Normaali ikääntyminen aiheuttaa sekä aivokudoksen määrän ja painon pienentymistä että aivojen verenkierron heikentymistä.” [17, p. 53] Näillä ikääntymisen vaikutuksilla on oletettu olevan vastaavasti haittavaikutuksia ihmisen kognitiivisiin kykyihin. NIRS:iä voitaisiin käyttää, kun tutkitaan, mitkä kognitiiviset kyvyt heikkenevät minkäkin aivojen osa-alueen ikääntyessä. Toisaalta voitaisiin tutkia, minkälaiset kognitiiviset tehtävät aktivoivat, virkistävät ja rakentavat mitäkin ikääntyessä heikkenevää aivojen osa-aluetta. NIRS:n heikon spatiaalisen resoluution ja mittaussyvyyden vuoksi sillä ei voida kuitenkaan tutkia koko aivojen yhteyksiä kognitiivisiin kykyihin. Sen sijaan NIRS-tutkimuksissa tarvitaan hyvin perusteltu hypoteesi, joka keskittyy selkeästi rajattuun aivojen pinnan osa-alueeseen. [17]

### 2.5.5 *Aivojen ja tietokoneen välinen käyttöliittymä*

Halvaantuneiden ja puhekyvyttömiä ihmisten voi olla vaikeaa suoriutua jokapäiväisistä askeleistaan ilman ulkopuolista apua. Aivokäyttöliittymä on eräs apuväline, jota on kehitetty helpottamaan tätä ongelmaa. Aivokäyttöliittymässä aivoista tulevalla signaalilla ohjataan suoraan tietokonetta, jonka avulla voidaan muodostaa sanoja ja lauseita. Kommunikoinnin lisäksi aivokäyttöliittymää voidaan käyttää esimerkiksi internetin selaamiseen tai tietokoneella pelaamiseen ilman näppäimistöä, hiirtä tai muita ohjaimia. [18]–[20]

Signaalin aikaansaamiseksi yhdistetään usein NIRS- ja EEG-teknologioita, mutta pelkkää NIRS:iä hyödyntäviä laitteita on myös kehitetty. Viime aikoina NIRS-teknologiaa on hyödynnetty sellaistenkin aivokäyttöliittymien kehittämisessä, joita voitaisiin käyttää silmät kiinni. Tällainen käyttöliittymä voisi auttaa erityisesti näkövammaisia ja ihmisiä, joilla on vaikeuksia pitää silmiään auki. [1, p. 300], [20]

### 3 FNIRS-LAITTEET

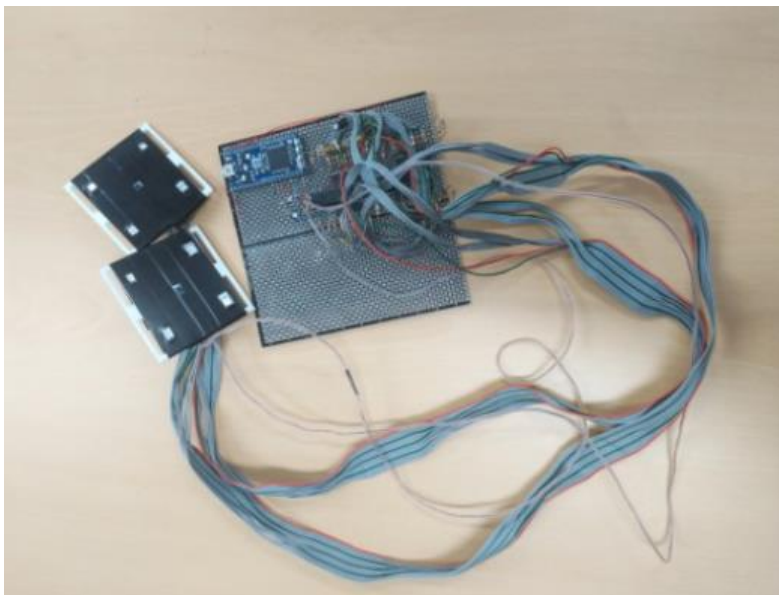
Seuraavassa esitellään 12 fNIRS-laitetta, joita on suunniteltu ja käytetty yliopistoissa, sairaaloissa ja tutkimuslaitoksissa ympäri maailmaa. Viimeinen luetelluista laitteista on Oulun yliopistossa suunniteltu ja valmistettu NIRS-laite. Laitteita on haettu internetin kirjallisuudesta (mm. IEEE Xplore ja Scopus), ja aikaisin julkaisu on vuodelta 2016. Luetteloon valittujen laitteiden kiintopisteet ja ominaisuudet vaihtelevat monipuolisesti, kuten kappaleen lopussa olevasta vertailusta voidaan todeta.

#### Laite nro 1

Ensimmäinen esiteltävä laite on Etelä-Korealaisessa Pusanin kansallisessa yliopistossa kehitetty kannettava tutkimuslaite, joka kykenee mittaamaan veren hemoglobiinin lisäksi sytokromi c -oksidaasin happipitoisuuksia veressä. Sytokromi c-oksidaasi:n happipitoisuuden vaihtelu kertoo aivoaktiivisuuden muutoksista jopa suoraviivaisemmin kuin hemoglobiinin happipitoisuuden vaihtelu [7, p. 694]. Niinpä molempia mitattaessa voidaan mittaustuloksia vertailemalla arvioida, johtuvatko hemoglobiinin happipitoisuuden vaihtelut todella aivoalueen aktiivisuuden muutoksista vai kohinasta. [13, p. 580]

Laitteessa on käytetty kahdeksaa lediä neljällä eri aallonpituudella: 770, 810, 850 ja 890 nm. Ledit on sijoitettu kuvassa 4 vasemmalla näkyvien kahden suorakulmaisen, mustan alustan kulmiin [13, p. 582]. Alustojen keskelle on sijoitettu fotodiodit valon vastaanottamista varten, mikä saa aikaan neljä kanavaa per alusta eli yhteensä kahdeksan kanavaa. Kanavaksi kutsutaan fNIRS-tekniikan yhteydessä yleensä yhden valonlähteen ja ilmaisimen välistä yhteyttä. Yksi ja sama valonlähde voi olla yhteydessä useampaankin ilmaisimeen ja toisinpäin, jolloin sama komponentti voi olla mukana muodostamassa monta eri kanavaa [21, p. 2]. Laitteen kaksi fotodiodia perustuvat pin-puolijohdeteknologiaan. Fotodiodien tuottama virtamäärä on minimaalinen, minkä vuoksi virta muunnetaan jännitteeksi 1 megaohmin kokoisella vastuksella. Alipäästösuodatin poistaa korkeataajuiset komponentit signaalista, minkä jälkeen signaali vahvistetaan. Lopulta 12-bittinen AD-muunnin muuntaa signaalin tietokoneella käsiteltäväksi. [13]

Tutkimusryhmän mukaan laite oli ollut tutkimusajankohtana kevyempi ja helpommin liikuttavissa oleva kuin kaupalliset laserpohjaiset laitteet. Lisäksi neljän eri aallonpituuden käyttämisen ansiosta mittatulosten tarkkuus oli ollut parempi kuin useimpien muiden laitteiden. Neljän hertzin taajuudella mittaavaa laitetta oli testattu todellista tutkimustilannetta mallintavalla asetelmalla, jossa oli käytetty keinotekoisista tutkimuskohdetta (*eng. phantom*). Tutkimustulokset julkaistiin lokakuussa 2019. Kahdeksan minuutin ajan vakiona säilyneet vastaanotetun valon intensiteetti-arvot ilmensivät optisten signaalien stabiiliutta ja häiriöttömyyttä. Ihmisko-keet jäivät kuitenkin vielä tulevaisuuteen. [13]



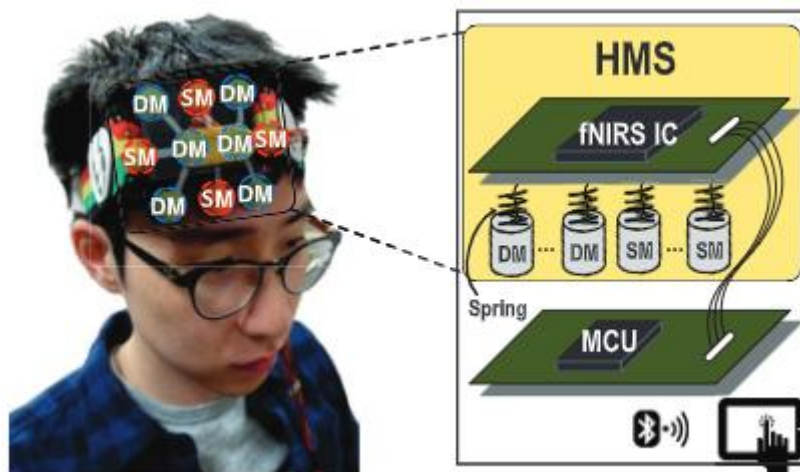
© [2020] IEEE

Kuva 4. Seong-Woo Woon ja Keum-Shik Hongin kehittämä kahdeksankanavainen fNIRS-laite.

## Laite nro 2

Toisesta fNIRS-laitteesta kertoo erään toisen Etelä-Korealaisen tiimin julkaisu vuodelta 2016. Korea Advanced Institute of Science and Technology (KAIST) -yliopistossa kehitetyn laitteen pääpiirteisiin kuuluu langattomuus ja 400 fW:iin asti ulottuva erottelukyky valoa vastaanottavissa fotodiodeissa. Pieni koko ja keveys (450 g) yhdessä pienen virrankulutuksen (400 mA) kanssa tekee laitteesta helpon käyttää jopa yksityisille käyttäjille. Laitteen erikoisuutena on integroitu piiri, johon mahtuvat niin lähetin- kuin vastaanotinteknologiakin. Lähetinpään tekniikkaan kuuluvat monikanavainen koodaus hajaspektritekniikalla ja valonlähteiden ohjausyksiköt. Vastaanotettu signaali suodatetaan sovitetuilla suodattimilla, kvantisoidaan ja muunnetaan lopulta sarjamuotoiseksi. Koodin muuttaminen sarjamuotoiseksi pienentää tarvittavien liitinpinnien määrää, koska ei tarvita montaa pinniä rinnakkain. Lisäksi kokoa pienentää se, että sovitettu suodatin jakaa aina saman kondensaattorin piirissä käytetyn AD-muuntimen kanssa. [22]

Tavanomaisesta poiketen laitteessa käytetään pystykaviteettisia pintaemittoivia laserdiodeja (*eng. vertical-cavity surface-emitting laser, VCSEL*) ledien sijasta. Laserdiodeissa käytetään 780 ja 850 nm aallonpituuksia, niin että jokainen laseriodi lähettää molempia aallonpituuksia. Laserdiodeja löytyy jokaisesta osakokoonpanosta neljä kappaletta kuvan 5 mukaisesti, kun taas fotodiodeja kuusi [22, p. 2]. Sekä diodit että kennot on asetettu metallijousien sisälle, minkä ansiosta jouset muodostavat ilmaisimien ympärille pienet Faradayn häkit. Lisäksi laite kiinnitetään otsaan tiukasti pannan avulla, mikä osaltaan edesauttaa herkkien ilmaisimien suojaamista radiotaajuishäiriöiltä. Osakokoonpanon vierekkäiset lähetin-vastaanotinparit muodostavat yhteensä 12 kanavaa. Kuvan 6 pidemmälle jalostetussa laiteversiossa on edellä mainittuja osakokoonpanoja kolme kappaletta. Tämä mahdollistaa 42 kanavaa ja näin ollen 42 aivoalueen yhtäaikaista tarkkailun [22, p. 2]. Reaaliaikaiseen monitorointiin on tehty Bluetooth-yhteydellä toimiva, kolmiulotteisen aivokartan rakentava tablettisovellus. [22]



© [2016] IEEE

Kuva 5. KAIST-yliopiston laitteen osakokoonpano (HMS, head-mounted subassembly) ja erilisellä piirilevyllä sijaitseva mikrokontrolleri (MCU, microcontroller unit). Osakokoonpanoon on merkitty sekä mittauksia varten käytettävä integroitu piiri (fNIRS IC, fNIRS integrated circuit) että jousitetut valonlähdeyksiköt (SM, source module) ja vastaanotinyksiköt (DM, detector module).



© [2016] IEEE

Kuva 6. Kolme osakokoonpanoa sisältävä fNIRS-laite (fNIRS hardware) ja siihen liittyvä tablettisovellus (fNIRS application). Laitteen sisältä löytyy integroitu piiri (fNIRS IC).

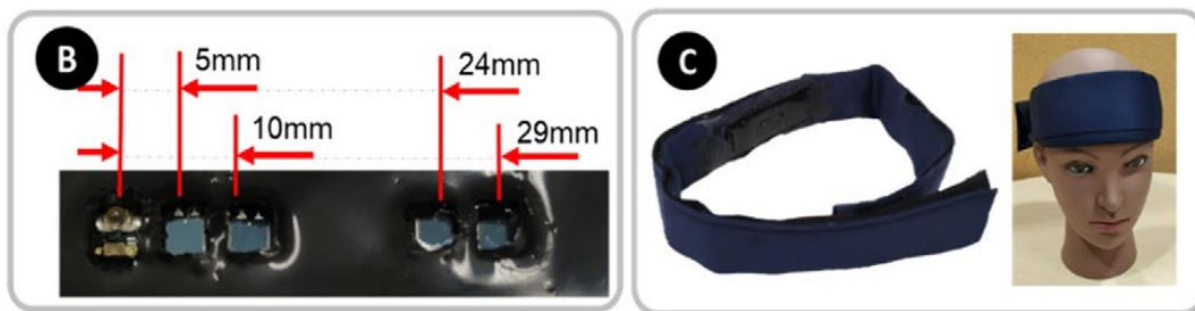
### Laite nro 3

Kolmantena tarkastellaan tee-se-itse-tyyppistä fNIRS-laitetta, joka myös on täysin langaton ja vielä kevyempi kuin edellä mainittu. Vuoden 2020 yhdysvaltalaisessa julkaisussa valmistettu laite käyttää ensimmäisenä maailmassa avointa lähdekoodia, mikä mahdollistaa yhteisöllisen laitekehityksen. Laite onkin suunniteltu mahdollisimman kehityskelpoiseksi, edulliseksi ja toimivaksi. Helposti koottava laite maksaa tarvittavien materiaalien puolesta vain 215 yhdysvaltain dollaria. [21]

Yksinkertaisuuden saavuttamiseksi kuvan 7 mukaisessa tee-se-itse-laitteessa käytetään vain kahta lediä (740 ja 850 nm) ja neljää fotodiodia silikonialustalla [21, p. 3]. Valmistajien mukaan kokoonpanoa voi kehittää siten, että ledejä voi asentaa kolme tai neljä maksimissaan kolmeen ryhmään. Ilmaisimia puolestaan voi olla enimmillään 10 kappaletta. Aikaominaisuuksia, datan keräystä ja ledien intensiteettien kontrollointia varten käytetään kolmea erittäin pienitehoista mikrokontrolleria. Tehtävien jakamisen usealle mikrokontrollerille on haluttu helpottavan

laiteohjelmiston kehittämistä yksityistä käyttöä varten. MATBLAB-tietokoneohjelmistokin on tarjottu valmiiksi laitteesta kiinnostuneille, samoin kuin älypuhelimelle ladattava, Bluetooth-yhteydellä toimiva datankeruusovellus. [21]

Koottu laite painaa vain 142 grammaa, ja laitteisto mahtuu vaatamateriaaleista ja silikonista valmistetun pannan sisälle. 400 mAh:n akulla laite oli kestänyt koekäytössä viisi tuntia lähettäen dataa 10 Hz taajuudella. Laitteen on tarkoitus mahdollistaa tuntejakin kestävät mittaukset kotioloja vastaavissa olosuhteissa. [21]



(Taken with permission from figure 1 in [21])

Kuva 7. Tee-se-itse-laite fNIRS-mittauksia varten. B-kirjaimella merkityssä osiossa on vasemmassa reunassa kaksi NIR-lediä, joista mitatuilla etäisyyksillä ovat fotodiodit. C-osiossa puolestaan näkyy laite otsapantoineen ja panta nukan päähän asetettuna.

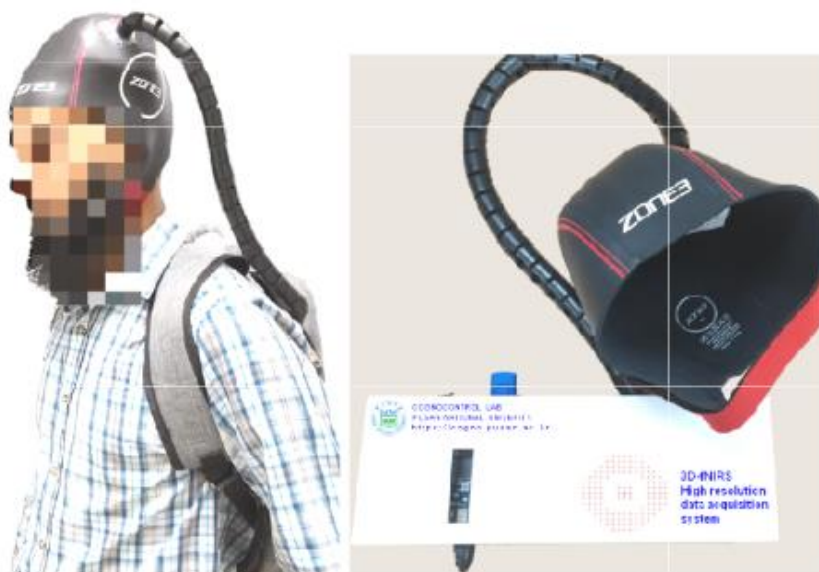
#### Laite nro 4

Ensimmäisenä mainitun laitteen tutkijat Seong-Woo Woon ja Keum-Shik Hong kehittivät yhdessä M. Afit Yaqubin kanssa seuraavan fNIRS-laitteen jo vuoteen 2020 mennessä. Vaikka neljä aallonpituutta oli nyt laskenut kahteen (735 ja 850 nm), on tässä laitteessa ledien määrä lisääntynyt jopa 128:aan. Vain yhtä piifotodiodia käyttämällä saadaan näin aikaiseksi 128 kanavaa, joissa SDD vaihtelee välillä 5–38 nm. Lyhyen SDD:n kanavia käytetään hyväksi kohinan suodattamisessa. Jokainen kanava kykenee vähintään 40 dB:n signaali-kohinasuhteeseen eli SNR:ään (*eng. signal-to-noise ratio*), mikä on minimivaatimus hemodynaamisen eli verenkierron saatavan signaalivasteen vakaudelle [23, p. 9]. Keinotekoisella tutkimuskohteella mitattu optiikan dynaaminen alue oli jopa 140 dB. Alue kuvaa vastaanottimen kohinarajan ja saturaatiointensiteetin välistä suuruutta [24]. [23]

Todellisen koehenkilön päähän mittalaite asettuu kuvan 8 mukaisesti [23, p. 9]. Varsinainen laitteisto kulkee mukana johtojen päässä joko repussa tai käsivarteen kiinnitettynä. Mittauksia voidaan siis tehdä vapaasti liikkuvalla henkilöllä. Monenlaiset mittaukset mahdollistaa myös se, että käytettävät kanavat voidaan valita tietokoneella. Jos kaikkia kanavia käytetään, näyttönopeus on 30 Hz luokkaa. Korkea näytteistystaajuus on tärkeää kohinan vähentämisen kannalta. [23]

Yhdessä tietokoneohjelmiston ja Wi-Fi-yhteyden kanssa laite kykenee tarjoamaan reaaliaikaiset mittaustulokset tietokoneen näytölle. Kolmiulotteinen kartta aivojen osista on tämänkin laitteen tapauksessa mahdollista rakentaa, koska mittaussyvyyyksiä on useita eri SDD:llä toimivien kanavien ansiosta. Jos tietoja halutaan tarkastella myöhemmin, on mahdollista käyttää laitteeseen kiinnitettävää USB-muistitikkua. [23]





© [2020] IEEE

Kuva 8. Repussa tai kädessä kannettava fNIRS-laite, jonka anturiosa tulee päähän neopreenipäähineen avulla, kuten kuvassa vasemmalla. Kuvassa oikealla näkyy laitteen lisäksi sen alapuolella ympyrän muodossa laitteen LED-fotodiodiasetelma. Fotodiodi on ympyräkuvion keskellä ja sen vieressä on kahdeksan lediä lyhyttä SDD:tä varten, kun taas ulommassa ympyrässä olevat 120 lediä muodostavat pidemmän SDD:n kanavat.

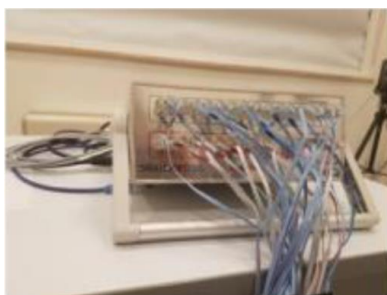
### Laite nro 5

Viides laite on italialaisten yliopistojen ja elektroniikkavalmistaja STMicroelectronics:n yhteistyössä kehitetty CW-NIRS-laite, joka on esitelty vuonna 2019 julkaistussa tieteellisessä artikkelissa. Aikaansaatuja kanavia on kaksinkertaisesti laitteeseen 4 verrattuna eli 256 kpl, mutta samoja 735 ja 850 nm aallonpituuksia käytetään edelleen. Kokoonpano on kuitenkin hyvin erilainen, sillä sekä ledejä että valon vastaanottimia on 16 ( $16 \cdot 16 = 256$ ). Valon vastaanottimina ei myöskään käytetä fotodiodeja, vaan piistä valmistettuja valomonistimia eli SiPM:iä. SiPM perustuu vierekkäisiin vyörydiodeihin, jotka kykenevät tunnistamaan jopa yksittäisen fotonin. Piivalomonistimen etuja diodiin verrattuna ovatkin suuremmat herkkyys, sisäinen vahvistus ja vasteaika. Pienimmillään joihinkin femtowatteihin ulottuvan herkkyyden ansiosta SDD:tä voidaan kasvattaa 6–7 cm:iin, mikä mahdollistaa kuvantamisen syvemmillä aivoista. [6]

Kuvan 9 mukaisesti valkoisiin ja mustiin koteloihin suljetut optodit kiinnitetään kankaaseen elektrodipäähineeseen, joka sidotaan leukahihnalla tukevasti päähän kiinni [6, p. 63]. Laite ei ole kannettavissa kaikenlaisissa ympäristöissä, sillä mittapäihin kiinnitetyt kaapelit on toisesta päästä kytketty varsinaiseen, verkkovirralla toimivaan mittalaitteistoon, joka näkyy kuvassa 10 [6, p. 63]. Mittalaitteiston sisään on suunniteltu neljä piirikorttia, joista yhteen on laitettu digitaalinen signaalinvahvistintekniikka uudelleenohjelmoitavalle FPGA-piirille. Samalle kortille on saatu asennettua muun muassa RAM-muisti, FLASH-muisti, USB-portti, Ethernet-portti ja lämpötila-anturi. Kolme muuta piirikorttia hoitavat AD-muunnokset, ledien ohjauksen ja SiPM:ien signaalien vahvistamisen. [6]



© [2019] IEEE (Taken with permission from figure 3 in [6])  
 Kuva 9. Laitteen 5 optodit koehenkilön päähän asetettuna.



© [2019] IEEE (Taken with permission from figure 3 in [6])  
 Kuva 10. Laitteen 5 varsinainen mittauslaitteisto.

## Laite nro 6

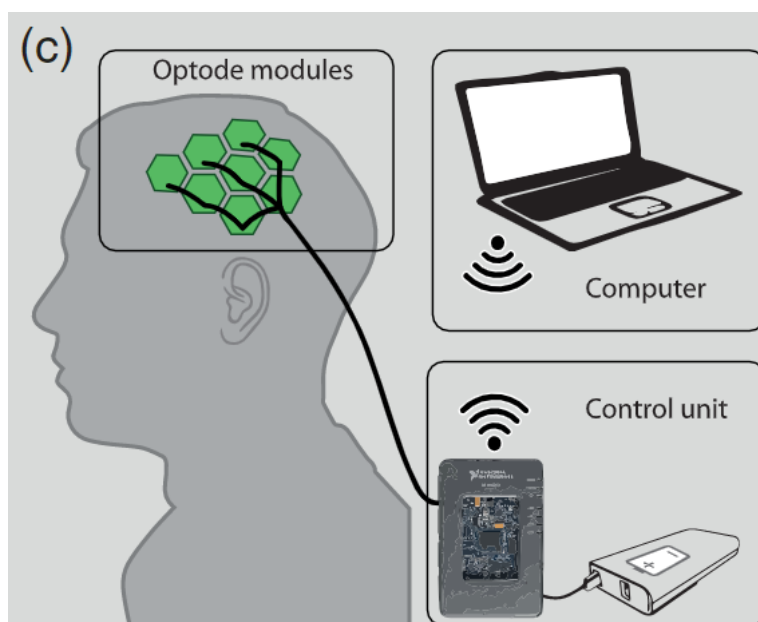
Kuudes laite on sveitsiläisen yliopistollisen sairaalan ja laboratorion yhteistyön tulosta. Kokoonpano koostuu kolmesta osasta kuvan 11 mukaisesti: Optodimoduuleista, mittauslaitteistosta ja tietokoneesta [12]. Samoin kuin edellä, optodit yhdistetään langallisesti mittaukset tekevään laitteistoon, jota voidaan kuljettaa mukana esimerkiksi repussa. Mittauslaitteisto on yhteydessä tietokoneeseen Wi-Fi-yhteyden kautta. [12]

Yhteen optodimoduuliin mahtuu neljä lediä ja yksi SiPM. Moduulit ovat kuusikulmaisia piirlevyjä, joihin on asennettu ledien ja valomonistimen lisäksi niiden tarvitsemat suodattimet, tehonsäädin, muuntaja, mikrokontrolleri ja vahvistin. Yhtäaikainen mittaus lyhyellä ja pitkällä SDD:llä on mahdollista, ja pitkää SDD:tä voi muunnella moduulien keskinäistä etäisyyttä muokkaamalla. Lyhyt SDD määräytyy moduulissa sisäisesti komponenttien keskinäisen etäisyyden perusteella. [12]

Ledien aallonpituudet ovat, yksitellen, 770, 810, 850 ja 885 nm. Neljän eri aallonpituuden käyttämisen ansiosta mittausvirheet pienenevät ja sytokromi c -oksidaasin happipitoisuuksia veressä voidaan mitata. Dynaaminen optinen alue ylittää jopa yli 160 dB:iin ja näytteistystaajuus 100 Hz:iin pienentyen moduulien määrän lisääntyessä. Moduulien määrää voi siis vaihtaa tarpeen mukaan, jolloin kanavia muodostuu  $N \cdot N$  kappaletta, missä  $N$  on moduulien lukumäärä.

Vähintään 6 Hz:n näytteistystaajuus täytyy kuitenkin säilyttää, jotta vältetään matalataajuisilta häiriösignaaleilta. [12]

Moduulien väliseen kommunikaatioon käytetään I2C-protokollaa. Muita laitteen ominaisuuksia ovat muun muassa yksitellen päälle ja pois kytkettävissä olevat ledit, joiden virtaakin voidaan säätää yksilöllisesti. Laitetta on testattu onnistuneesti sekä koekytkennällä että koehenkilöllä. Yhtäaikaiset mittaukset lyhyellä ja pitkällä SDD:llä, neljän eri aallonpituuden käyttäminen ja modulaarisuus ovat tekijöitä, joiden ansiosta oli saatu aikaan aivan uudenlainen laitekokonaisuus. [12]



© 2017 SPIE, Wyser et al.; "[Wearable and modular functional near-infrared spectroscopy instrument with multidistance measurements at four wavelengths](#)" (CC BY)

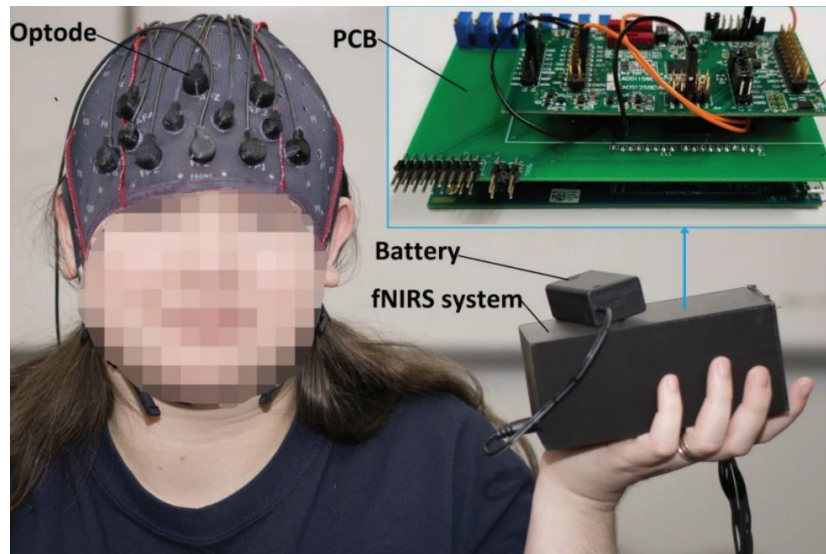
Kuva 11. Alkuperäisessä julkaisussa kuva c, johon on merkitty laitteen 6 optodimoduulit (Optode modules), tietokone (Computer) ja ohjausyksikkö (Control unit).

## Laite nro 7

Seitsemäs laite nimeltään WearLight on vuonna 2019 julkaistun työn tulosta ja suunniteltu Yhdysvalloissa. Kuvan 12 laite muistuttaa optodiosaltaan laitetta nro 5, sillä optodit on suljettu 3D-tulostettuihin mustiin koteloihin [25, p. 1]. Tämä helpottaa niiden asentamista ja irrottamista päähineestä, johon saa lisättyä toisen samanlaisen laitteen, kun halutaan kuvata aivoja laajemmalla alueella. EEG-antureiden yhtäaikainen kiinnittäminen puolestaan mahdollistaa multimodaalisen kuvantamisen. Elektrodipäähineeseen mahtuu enimmillään kahdeksan lediä ja 16 SiPD:tä luoden 128 kanavaa. Vain hyvän SNR:n omaavia kanavia kuitenkin käytetään mittausten aikana eli yksittäisten mittausten kattavuus voi vaihdella. Ledien virtaa voidaan säätää välillä 0,5–200 mA ja ne lähettävät kahta eri aallonpituutta: 770 ja 850 nm. [25, p. 4]

Wearlight on useimpien muiden fNIRS-laitteiden tavoin suunniteltu käytettäväksi myös koehenkilön liikkeessä erilaisissa olosuhteissa. Tätä helpottaa Wi-Fi-yhteydellä toimiva tietokonesovellus, jota voidaan käyttää myös Android-tabletilla. Wi-Fi-yhteys mahdollistaa laitteen langattoman konfiguroinnin ja mittaustulosten vastaanottamisen. Mittaustuloksista voidaan rakentaa myös kolmiulotteisia aivokarttoja. Tiedonsiirto ja muu signaalinkäsittely tapahtuu

koteloidulla piirikortilla, johon on asennettu muun muassa 24-bittinen AD-muunnin. Signaalin kvantisoinnin SNR ylittääkin jopa 131,8 dB:iin. [25, pp. 4–6]



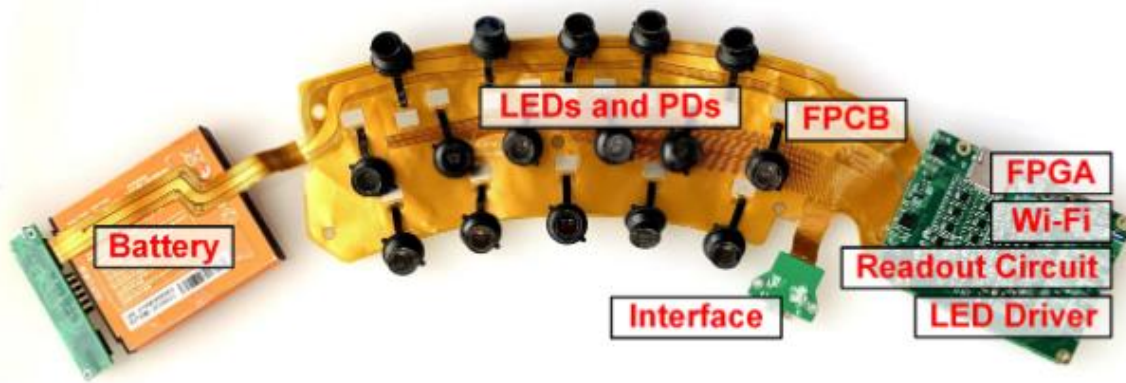
© [2019] IEEE

Kuva 12. Wearlight-laitteen optodipää koehenkilön päässä (Optode), varsinainen mittalaite (fNIRS system) ja laitteen akku (Battery). Mittalaitteen sisältä löytyvä piirikortti on kuvan oikeassa yläkulmassa (PCB).

### Laite nro 8

Kuvassa 13 näkyvän laitteen keskelle on sijoitettu neljä lediä, joista jokainen lähettää kahta eri aallonpituutta: 735 ja 850 nm [26, p. 3]. Ledejä ympäröi 12 fotodiodia, jotka yhdessä muodostavat 48 kanavaa. Ledien jännitteistä vastaa 10-bittinen DA-muunnin, jota seuraa operaatiovahvistimeen perustuva ohjausyksikkö. Vastaanotto puolelta löytyy 140 dB:n vahvistuksen omaava transimpedanssivahvistin, jota seuraa toinen vahvistin, jonka vahvistusta voidaan säätää 0 ja 14 dB:n välillä. Vahvistusta tarvitaan, koska vastaanotetun signaalin virta voi olla vain 1 nanoampeerin suuruinen. Signaalin muuntaminen analogisesta digitaaliseksi tehdään 16-bit-tisellä muuntimella. Ledien ohjaaminen ja signaalinkäsittely perustuvat FPGA-piiriin, joka löytyy Wi-Fi-moduulin vierestä tulostepiiriltä. Kaikki elektroniikka on juotettu joustavalle, tulos-tetulle piirilevyille, ja laite akkuineen painaa yhteensä noin 220 grammaa. [26, pp. 2–3]

Kiinalaisessa yliopistossa suunniteltu laite on siitä erikoinen, että laitteessa käytetään näyteistystekniikkaa, SAS:ää (*eng. spatial adaptive sampling*), joka mukautuu aivoalueiden kuormituksen mukaan. Perinteisesti NIRS-laitteen kaikki optodien väliset kanavat ovat yhtä aikaa aktiivisia, jolloin kaikki ledit ja sensorit ovat päällä. SAS-tekniikan ansiosta osa ledeistä ja vastaanottimista voidaan laittaa pois päältä reaaliaikaisesti ja automaattisesti silloin kun niiden luomat kanavat eivät paranna mittaustuloksen tarkkuutta. Osittain tekniikka käyttää hyödykseen aiempaa tietoa aivoalueiden aktivoitumisesta. Tutkimuksen mukaan laitteen tehonkulutus pieneni näytteenottotekniikan ansiosta yli 46 %. Siitä huolimatta mittausten aikana tehdyt tehtävät pystyttiin tunnistamaan ja luokittelemaan aiemman tutkimustiedon ja mittaustulosten perusteella vain vähän heikommin kuin kaikkia ledejä ja sensoreita käytettäessä. SAS-tekniikkaa voitaisiin käyttää muissakin, erityisesti hyvin monikanavaisissa, fNIRS-laitteissa. [26, pp. 2–3, 8]



© [2022] IEEE

Kuva 13. Joustavalle, tulostetulle piirlevylle (FPCB) valmistettu fNIRS-laite. Kuvaan on merkitty myös laitteen akku (Battery), mustat ledit ja fotodiodit (LEDs and PDs), käyttöliittymän liitin (Interface), FPGA-piiri, Wi-Fi-moduuli, tulostepiiri (Readout Circuit) ja ledien ohjausyksikkö (LED Driver).

### Laite nro 9

Los Angelesissa, Yhdysvalloissa suunniteltu TD-NIRS-laite on peräisin yritykseltä nimeltä Kernel, joka on tavoitellut uusien CW-NIRS-laitteiden pienuutta TD-NIRS-tekniikan suorituskyvyllä. Näin on syntynyt kuvassa 14 näkyvä Kernel Flow, joka painaa vain 2,05 kg, mikä on siis pieni paino TD-NIRS-laitteelle [10, p. 3]. Laite on kuitenkin langallinen, tarvitien USB-C-kytkennän ollakseen yhteydessä tietokoneeseen. Virran lisäksi johdossa liikkuu data molempiin suuntiin. [10, pp. 1–2]

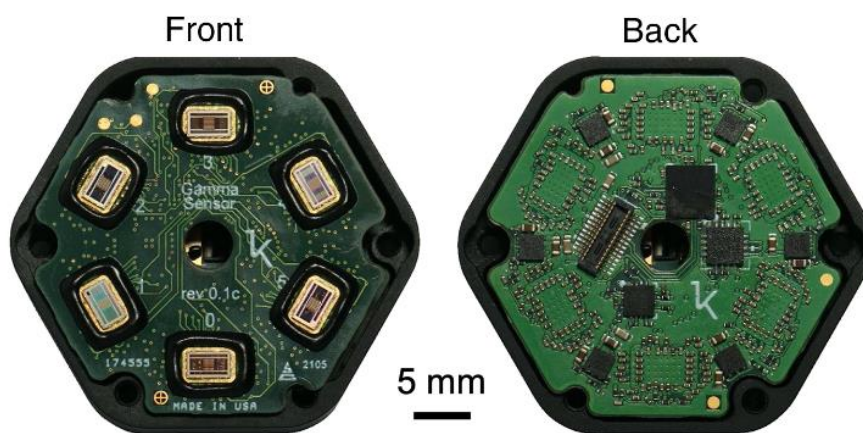
Kernel Flow koostuu 52 moduulista, jotka on järjestetty neljään levymäiseen osaan pään ympärille. Jokaisessa moduulissa on yhdistettynä kaksi reunaemittovaa laserdiodia (*eng. edge-emitting laser, EEL*), joista ensimmäinen lähettää säteilyä 690 nm ja toinen 850 nm aallonpituudella. Laserdiodin ympärille tulee kuusi fotodiodia käyttävää ilmaisinta 10 mm päähän laserista, kuusikulmion muotoon. Optodit on koteloitu jousitettuihin linssisysteemeihin, joissa käytetään valoputkia ohjaamaan säteilyä. Optiikalle onkin oma alamoduulinsa, samoin kuin laserille ja vastaanottimille. Kuusikulmainen vastaanotinmoduuli näkyy kuvassa 15 [10, p. 5]. [10, p. 2]

Vuonna 2022 julkaistun artikkelin mukaan harvalukuisissa kaupallisissa TD-NIRS-laitteissa oli ollut vähän optodien välisiä kanavia ja alhainen näytteenottonopeus. Kernel Flow paransi tilannetta tarjoamalla satoja kanavia ja 200 Hz:n näytteenottonopeuden jokaiselle vastaanottimelle. Keinokytkenät ja ihmiskokeet osoittivat, että Kernel Flow ylsi muillakin osa-alueilla vähintään yhtäläiseen suorituskykyyn aikansa TD-NIRS-laitteiden kanssa. [10, pp. 2, 17]



© 2022 SPIE, Ban et al.; "[Kernel Flow: a high channel count scalable time-domain functional near-infrared spectroscopy system](#)" (CC BY 4.0)

Kuva 14. Kernel Flow -laite mallinuken päässä.



© 2022 SPIE, Ban et al.; "[Kernel Flow: a high channel count scalable time-domain functional near-infrared spectroscopy system](#)" (CC BY 4.0)

Kuva 15. Kernel Flow:n vastaanotinmoduuli edestä (Front) ja takaa (Back) näytettynä.

### Laite nro 10

Toinen TD-NIRS-laite on esitelty vuoden 2020 italialaisessa julkaisussa. Suorituskyvyltään laite on vaatimattomampi kuin Kernel Flow, mutta etuna on täysi langattomuus ja kannettavuus. Näin ollen 2,5 kg laitetta voi kantaa mukana repun kaltaisesti, kuvan 16 osoittamalla tavalla [8, p. 2]. Optodipääkin on yksinkertainen, koska laite käyttää vain kahta valokuidun yhdistämää reunaemittovaa laserdiodia (670 ja 830 nm) ja yhtä piivalomonistinputkea [8, p. 3], [27, p. 5].

Suurelta osin tämän ansiosta tehonkulutus onkin vain 10 W, mikä saa 14,8 V litium-ioniakun kestämaan vähintään kuusi tuntia keskeytyksettä. Mittadataa voidaan kerätä 2 Hz nopeudella joko Wi-Fi- tai Bluetooth-yhteyden välityksellä. [8, pp. 1, 3]

Tutkimukset keinokytkenällä ja koehenkilöillä osoittivat, että laite pärjäsikin aikalaisilleen monessakin suhteessa: Erinomaisia tuloksia saatiin erityisesti vakauden, herkkyyden, lineaarisuuden, tarkkuuden ja toistettavuuden osilta. Keveys ja langattomuus mahdollistavat mittaukset ulko-olosuhteissa monien CW-järjestelmien tavoin. Helppokäyttöisyyden ansiosta laitetta voisivat käyttää myös harrastelijat. [8, pp. 1, 15]



© 2020 Optica Publishing Group, Lacerenza et al.; [“Wearable and wireless time-domain near-infrared spectroscopy system for brain and muscle hemodynamic monitoring” \(OSA Open Access License for OSA-Formatted Journal Article PDFs\)](#)

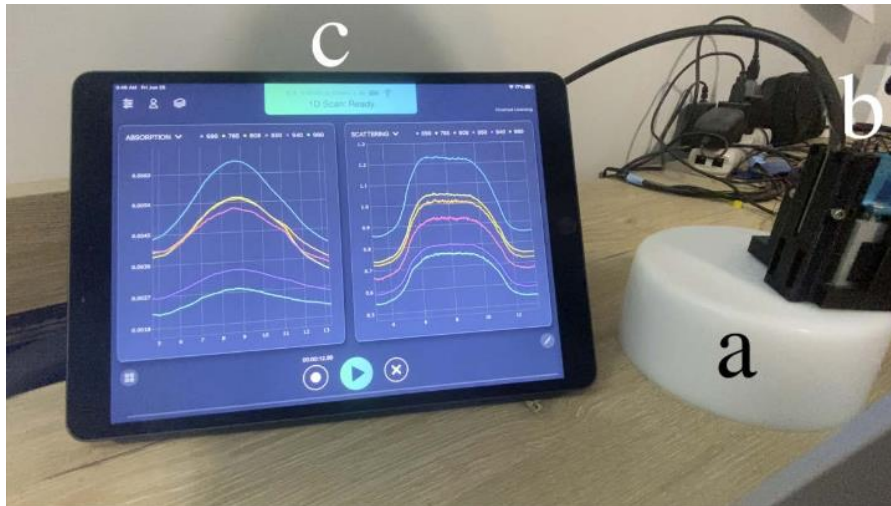
Kuva 16. Laite 10 kustomoidussa pidikkeessä koehenkilön selässä. Optodipää on kiinnitetty käteen mallin vuoksi.

### Laite nro 11

Yhdestoista laite on siitä poikkeava, että siinä käytetään intensiteetiltään taajuusmoduloitua valoa, eli kyseessä on FD-NIRS-laite. Vuoden 2021 marraskuussa julkaisussa esitelty laite on valmistettu Yhdysvalloissa. Vaikka kyseessä on tarkka ja turvallinen tekniikka, ei FD-NIRS ole ollut kovin suosittu sen monimutkaisuuden ja huonon skaalattavuuden vuoksi. Kokoonpanoa on siis ollut hankala modifioida jälkikäteen. Nyt kehitetyllä laitteella on pyritty ratkaisemaan ongelmat tarjoamalla reaaliaikaiseen kuvantamiseen kykenevä laite, joka on kanavamäärältään skaalattavissa oleva. [28, pp. 1, 3]

Alun perin laitteessa on kuusi laserdiodia ja yksi avalanche-diodi valon vastaanottamista varten. Viisi valonlähteistä on EEL-diodeja, joiden aallonpituudet ovat 690, 785, 808, 850 ja 980 nm. Kuudetta 940 nm aallonpituutta varten on valittu VCSEL-diodi edullisuuden vuoksi. Kaikki laserit on yhdistetty kuituihin, ja kuidut on niputettu saman holkin sisälle. Radiotaajuusmoduloinnista vastaava mikropiiri pystyy tuottamaan 1–400 MHz:n signaalin 1 GHz:n kellon avulla. Vastaanottopäässä on 12-bittinen AD-muunnin 250 MSPS:n (eng. Megasamples per second) näytteenottonopeudella. [28, pp. 3, 4]

Laserkuidut näkyvät kuvassa 17 tablettitietokoneen oikealla puolella, missä ne menevät laitteen näytteenotto-osaan, joka puolestaan on keinotekoisien tutkimuskohteen päällä [28, p. 12]. Uudella laitteella kyetään vastaanottamaan ja näyttämään yksittäisen laserin amplitudi- ja vaihetietoja maksimissaan 36 600 Hz:n taajuudella. Kuutta aallonpituutta käytettäessäkin laite ylittää yli 2000 Hz taajuuksiin. Laite kykenee myös näyttämään kaksiulotteisia topografisia karttatietoja aivojen kromoforikonsentraatioista reaaliaikaisesti. Laite on ollut ensimmäinen taajuusmoduloinnilla toimiva NIRS-laite, joka kykenee tähän yli 60 hertzin taajuudella. Tulevaisuudessa tavoitellaan puettavan kokoista laitetta, jolla kyettäisiin ottamaan myös kolmiulotteisia kuvia aivoista. [28, pp. 2, 17]



© 2021 Optica Publishing Group, Wei et al.; [“A scalable, multi-wavelength, broad bandwidth frequency-domain near-infrared spectroscopy platform for real-time quantitative tissue optical imaging”](#) (OSA Open Access License for OSA-Formatted Journal Article PDFs)

Kuva 17. FD-NIRS-laitteen keinokytkentä. Alkuperäisen kuvan merkintöjen mukaisesti kuvassa näkyvät a) keinotekoinen tutkimuskohde, b) laitteen optodipää ja c) tutkimustulokset tablettitietokoneella. Keinotekoinen tutkimus mallintaa kasvaimen havaitsemista kudoksesta.

## Laite nro 12

Oulun yliopistolla on kehitetty fNIRS-teknologiaa kirjoitusajankohtana jo noin 15 vuotta [29], [30]. Tällä hetkellä NIRS tekniikkaa kehitetään erityisesti ns. glymfaattisen järjestelmän tutkimiseen [31], [32]. Glymfaattinen järjestelmä vastaa aivojen puhdistamisesta yön aikana kierrättämällä aivo-selkäydinnestettä aivoissa [33]. Tähän liittyvä Oulun yliopiston CW-NIRS-laite käyttää neljää lediä neljällä eri aallonpituudella (690, 810, 830 ja 980 nm), joita vastaanotetaan kahdella fotodiodilla. [31]

Kuvassa 18 esitetyn laitteen prototyyppi on riittävän pieni kiinnitettäväksi akkuineen ihmisen käsivarteen, kun taas langallinen optodiosa kiinnitetään päähän pannaan avulla. Käsivarteen kiinnitettävissä oleva laite kykenee tallentamaan mittaustulokset siirrettävälle Micro-SD-kortille tai lähettämään dataa reaaliaikaisesti tietokoneelle Bluetooth-yhteyden välityksellä. Paikallinen tallennus on hyödyllinen esimerkiksi yöllä, jolloin mittaukset kestävät kauan eikä reaaliaikaisia tuloksia tarvita. Jälkiprosessointi voidaan tehdä tällöin tätä varten kehitetyllä ohjelmistolla, joka muun muassa laskee halutut pitoisuudet ja esittää ne graafisessa käyttöliittymässä.





Kuva 18. Oulun yliopistossa kehitetty pienikokoinen NIRS-laite.

### 3.1 Taulukkovertailu

Useimmat esitellyistä laitteista käyttävät CW-tekniikkaa, mikä mahdollistaa erityisen pienikokoiset ja langattomat laitteet. Taulukosta 1 nähdään havainnollisesti, kuinka valonlähteiden määrä laitteissa voi vaihdella yhdestä 128:aan ja ilmaisimien määrä yhdestä 312:ta asti. Laseiden käytöstä huolimatta suosituin valonlähdetyyppi on NIR-LED. Vastaanotto puolella käytetyin on puolestaan fotodiodeja. Useammalla valonlähteellä ja ilmaisimella saadaan tarkempia tutkimustuloksia laitevaatimusten, laitteen koon ja kustannusten noustessa.

Taulukko 1. Kappaleessa 3 esitellyt laitteet esittelemisjärjestyksessä

Ominaisuus Laite (nro)	Mittaus- periaate	Valon- lähteet	Valonlähde- tyyppi	Aallon- pituudet	Ilmaisimet	Ilmaisim- tyyppi
1	CW	8	LED	4	2	SiPD
2	CW	12	VCSEL	2	18	SiPD
3	CW	2	LED	2	4	SiPD
4	CW	128	LED	2	1	SiPD
5	CW	16	LED	2	16	SiPM
6	CW	$N^1 \cdot 4$	LED	4	$N^1 \cdot 1$	SiPM
7	CW	$N^1 \cdot 8$	LED	2	$N^1 \cdot 16$	SiPD
8	CW	4	LED	2	12	SiPD
9	TD	52	EEL	2	312	SiPD
10	TD	2	EEL	2	1	SiPM
11	FD	6	EEL, VCSEL	6	1	APD
12	CW	4	LED	4	2	SiPD

<sup>1</sup>Määrän voi säätää halutuksi (laitekohtaiseen rajaun saakka)

Useimmat laitteista oli varustettu ulkoisella akulla, jota kannettiin järjestelmän mukana yleensä repussa. Toiseksi suosituin vaihtoehto oli langallinen laite, joka ei tarvitse akkua

verkkovirran ansiosta. Viimeisenä, mutta uskoakseni yleistyvänä, vaihtoehtona oli sisäänrakennettu akku, jolloin koko laite mahtui pään ympärille eikä ulkoisia kantamuksia tai johtoja tarvittu. Lisäksi taulukosta 2 nähdään, millaisia aallonpituuksia laitteissa käytettiin. 850 nm aallonpituutta käytettiin lähes joka laitteessa, ja yleisin ratkaisu oli käyttää vain kahta eri aallonpituutta.

Taulukko 2. Laitevertailun lisätaulukko

Ominaisuus Laite (nro)	Kannettavuus <sup>1</sup>	Aallonpituudet (nm)
1	Langallinen	770, 810, 850, 890
2	Langaton, sisäänrakennetulla akulla	780, 850
3	Langaton, sisäänrakennetulla akulla	740, 850
4	Langaton, ulkoisella akulla	735, 850
5	Langallinen	735, 850
6	Langaton, ulkoisella akulla	770, 810, 850, 885
7	Langaton, ulkoisella akulla	770, 850
8	Langaton, sisäänrakennetulla akulla	735, 850
9	Langallinen	690, 850
10	Langaton, ulkoisella akulla	670, 830
11	Langallinen	690, 785, 808, 850, 980, 940 <sup>2</sup>
12	Langaton, ulkoisella akulla	690, 810, 830, 980

<sup>1</sup>Langallinen laite tarvitsee jatkuvasti verkkovirtaa toimiakseen, kun taas langaton laite toimii joko kiinteän tai johdon päässä olevan akun avulla

<sup>2</sup>VCSEL käyttää viimeisenä mainittua aallonpituutta, kun taas EEL:t viittä ensimmäistä

Muita huomionarvoisia asioita laitteissa olivat langattomat menetelmät testitulosten reaaliaikaiseen näyttämiseen, lähdekoodaus hajaspektritekniikalla laitteessa 2, tee-se-itse-malli laitteessa 3, multimodaaliset menetelmät, systeemien laajennettavuus, mukautuva näytteistystekniikka laitteessa 8, suuret näyttönopeudet laitteessa 11 ja glymfaattisen järjestelmän tutkimismahdollisuudet laitteessa 12 (Oulun yliopiston laite).

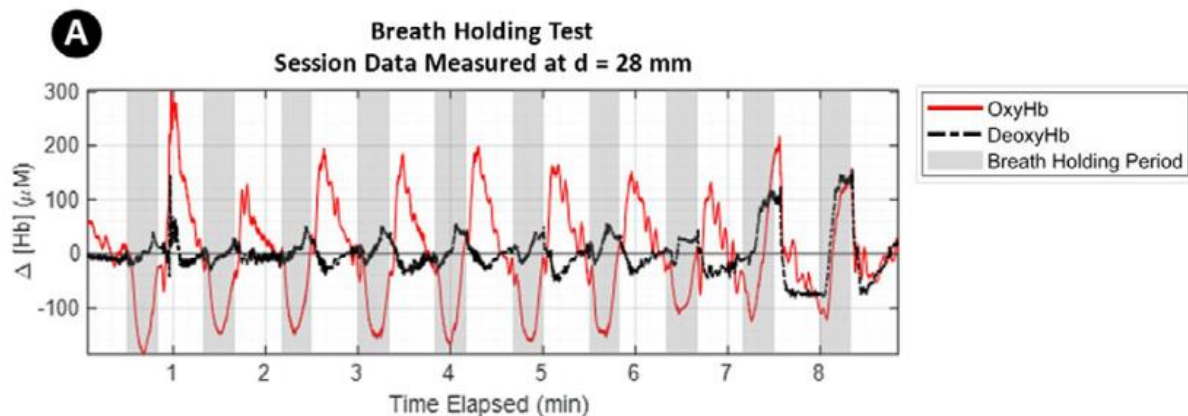
## 4 TESTIPROTOKOLLAT

Tässä työssä tarkasteltiin myös NIRS-laitteiden mittauskäytössä käytettäviä testiprotokollia, joiden avulla voidaan mm. varmentaa laitteen toimivuus ja riittävä signaalin laatu.

### 4.1 Hengityksen pidättäminen

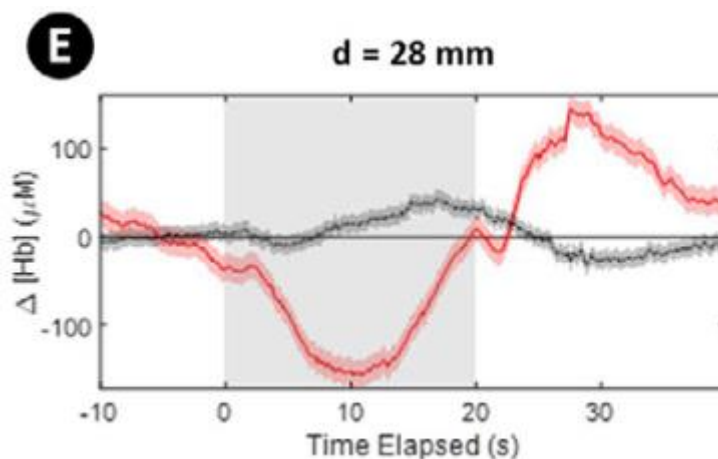
Ensimmäinen esiteltävä NIRS-laitteiden testaukseen soveltuva testiprotokolla liittyy hengityksen pidättämiseen. Ennen hengityskoetta koehenkilö istuu paikallaan mahdollisimman liikukumattomana ja hengittää normaalisti. Kun koe aloitetaan, henkilöä pyydetään hengittämään sisään voimakkaasti, jonka jälkeen hengitystä pidätetään 30 sekuntia. Sitten uloshengitystä seuraa 30 sekunnin palautumisjakso, jonka aikana koehenkilö hengittää normaalisti. Sen jälkeen seuraa taas syvä sisäänhengitys ja hengityksen pidättäminen puolen minuutin ajan. Sykliä toistetaan 10 minuuttia. Esitetyt ajat ovat esimerkinomaisia. [5]

Laitteen numero 3 testiprotokollassa hengitystä pidätettiin 20 sekuntia, palautumisjakso oli 30 sekuntia, ja testi kesti yhteensä 9 minuuttia. Tällöin nähtiin kuvien 19 ja 20 mukaisesti, kuinka oksihemoglobiinin konsentraatio veressä putosi hengitystä pidätettäessä, kun taas deoksihemoglobiinin taso nousi [21]. Aivojen veren happipitoisuus siis laski. Käänneinen reaktio pitoisuuksilla oli normaalin hengityksen palautuessa, jolloin veren happisaturaatio hetkellisesti nousi. [21]



(Taken with permission from figure 7 in [21])

Kuva 19. Oksihemoglobiinin (punainen) ja deoksihemoglobiinin (musta) pitoisuuksien vaihtelu ajan funktiona hengitystestissä. Harmaalla taustavärillä on merkitty hengityksen pidättämisen aikavälit.  $d = 28$  mm tarkoittaa 28 mm mittaista SDD:tä. Pystyakselilla  $\Delta$  eli delta tarkoittaa muutosta ja  $\mu\text{M}$  montako mikromoolia hemoglobiinia on litrassa verta.

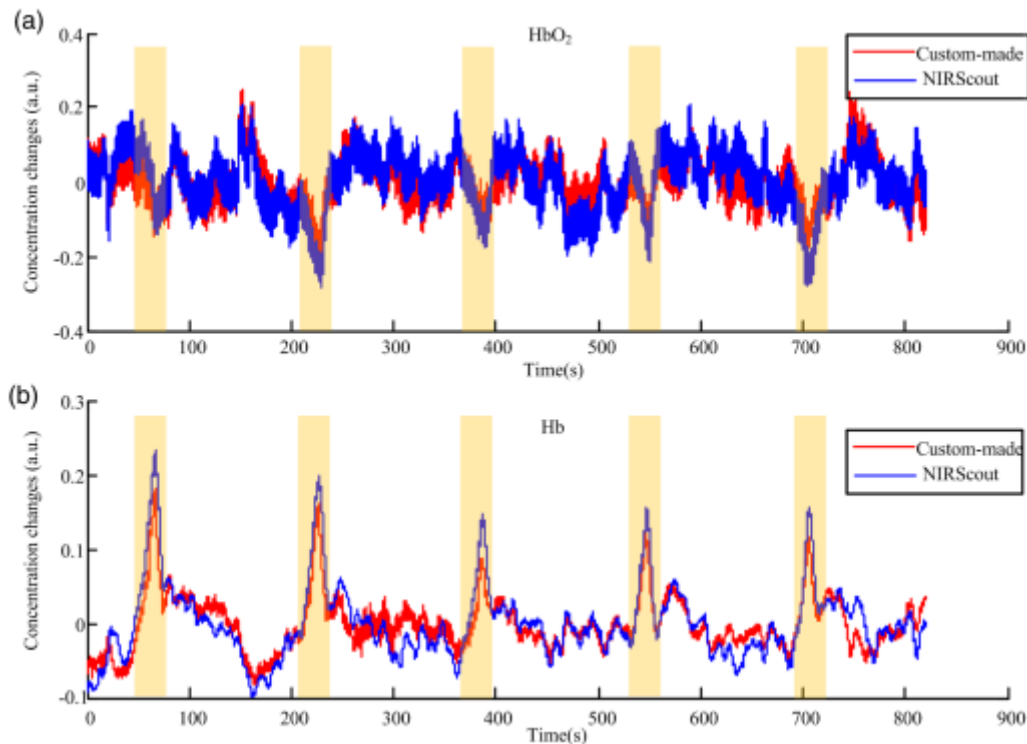


(Taken with permission from figure 7 in [21])

Kuva 20. Yksittäinen 50 sekunnin vaihteluväli hengitystestistä. Haalealla värillä on merkitty kuvaajien keskivirheet. Katso tarkemmat selitykset kuvan elementeille kuvan 19 kuvatekstistä.

## 4.2 Valsalvan koe

Samankaltaista testiprotokollaa kuin edellä, voidaan käyttää myös soveltaen siihen Valsalvan koetta. Valsalvan kokeessa koehenkilö sulkee suun ja nenänsieraimet käden avulla ja yrittää hengittää ulospäin voimakkaasti. Näin voidaan siis tehdä hengityksen pidättämisen aikana. Muutoin hengitystä pidätetään vuorotellen esimerkiksi 30 sekuntia ja hengitetään taas normaalisti 2 minuuttia. Vuonna 2016 julkaistussa tutkimuksessa saatiin Valsalvan koetta hyödyntämällä samankaltaisia tuloksia kuin pelkässä hengityksen pidättämiseen liittyvässä testissä. Tätä on havainnollistettu kuvassa 21 [16, p. 4]. [16, pp. 3–4]



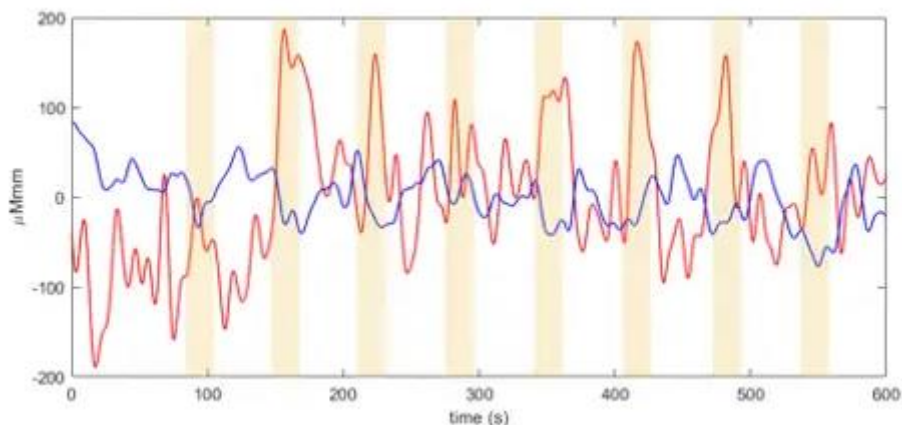
© 2022 SPIE, Liang et al.; “[Design of multichannel functional near-infrared spectroscopy system with application to propofol and sevoflurane anesthesia monitoring](#)” (CC BY)

Kuva 21. Hemodynaamiset oksyhemoglobiinipitoisuudet (a) ja deoksyhemoglobiinipitoisuudet (b) Valsalvan koetta hyödyntävässä testissä. Hengitystä on pidätetty keltaisella taustalla merkityillä aikaväleillä. Valkoisella taustalla on merkitty normaalin hengittämisen aikavälit. Punainen käyrä edustaa tutkimuslaitteella ja sininen käyrä kaupallisella vertailulaitteella havaittua oksyhemoglobiinipitoisuutta testin aikana. Pystyakselin pitoisuusmuutoksien yksikkö ”a.u.” tarkoittaa vapaasti määrättyä suhteellista yksikköä.

### 4.3 Sormien naputtelu

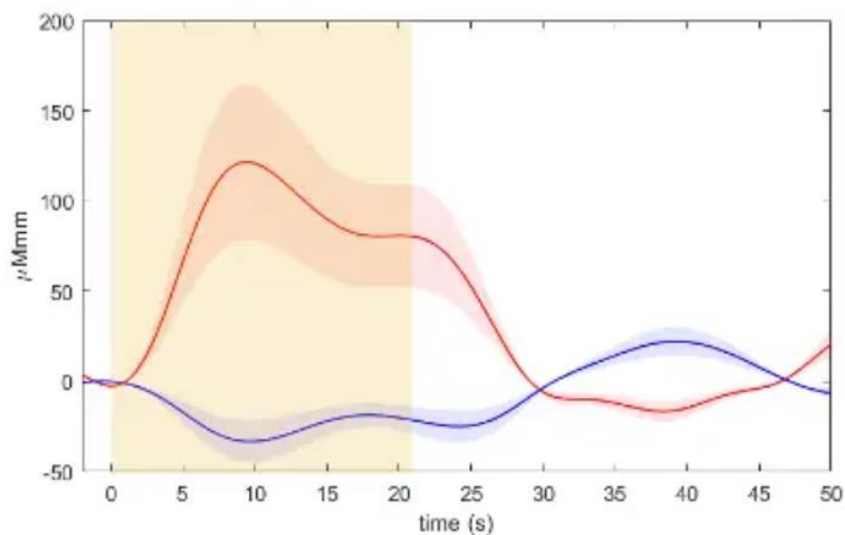
Sormien naputteluun liittyvässä testissä voidaan testata fNIRS-laitteen aikaerottelukykyä. Testin aikana koehenkilö koskettaa oikealla kädellään peukalon päätä vuorotellen kaikilla muilla sormillaan alkaen etusormesta. Kun kaikki neljä sormea on käyty läpi, tehdään sama uudestaan toiseen suuntaan lähtien pikkusormesta. Tätä sykliä toistetaan mahdollisimman nopeasti 20 sekunnin ajan, jonka jälkeen tulee aina 40 sekunnin lepoaika. Cortivision-yrityksen tekemä testi näkyy kuvassa 22 [34]. Tässä testissä lepoaika on ollut 43 sekuntia, ja aloitettaessa 90 sekuntia. Saman testin tulokset on keskiarvoistettu kuvassa 24 [34]. [34]

Testitulokset osoittivat, että sormien naputtelun aikana oksyhemoglobiinin taso nousi selvästi, kun taas deoksyhemoglobiinin taso laski hieman. Jälleen käänteinen reaktio oli todistettavissa naputtelun jälkeisenä ajanjaksona. Merkittävin muutos pitoisuuksissa ajanjaksojen välillä tapahtui muutaman sekunnin viiveellä kuten kuvasta 23 voidaan lukea.



(Cited with permission from [34])

Kuva 22. Oksihemoglobiinin (punainen) ja deoksihemoglobiinin (sininen) pitoisuuksien vaihtelu ajan funktiona sormitestissä. Kellertävällä taustavärillä on merkitty aika, jolloin sormia on naputeltu, kun taas valkoisella taustalla aika, jolloin käsi on ollut levossa.



(Cited with permission from [34])

Kuva 23. Sormitestin keskiarvoistetut tulokset keskivirheineen (haalea alue käyrien ympärillä). Katso tarkemmat selitykset elementeille kuvan 22 kuvatekstistä.

## 5 YHTEENVETO

Vaikka NIRS aivomonitorointi keksittiin jo vuonna 1977, on kaupallisten laitteiden määrä lisääntynyt nopeasti vasta viimeisen vuosikymmenen aikana [1, p. 294 ja 303]. Entiseen verrattuna laitteet ovat pienentyneet ja käyttömukavuus on lisääntynyt. Helppokäyttöisyys, liikutel-  
tavuus ja edullisuus ovat fNIRS-laitteiden selviä etuja verrattuna esimerkiksi fMRI- tai EEG-  
teknologioihin.

fNIRS on rajoittunut toistaiseksi tutkimus- ja sairaalakäyttöön, jossa se voi viipyä vielä 5–  
10 vuotta. Ennen pitkää teknologia ulottuu kuitenkin kuluttajakäyttöön, jolloin yksityiset ihmi-  
set voivat seurata päivittäistä aivotoimintaansa. Yliopiston glymfometrin kaltaiset laitteet mah-  
dollistavat glymfaattisen järjestelmän tutkimista unen aikana. Toinen mielenkiintoinen tulevai-  
suuden käyttökohde fNIRS-teknologialle on muun muassa aivojen ja tietokoneen välinen käyt-  
töliittymä.

Tehdyn kirjallisuuskatsauksen perusteella CW-tekniikka on yhä suosituin tapa toteuttaa  
fNIRS-laite. CW-tekniikalla saadaan aikaan yksinkertaisimmat ja kevyimmät laitteet, jotka so-  
veltuvat parhaiten liikkumiseen mittausten aikana. TD- ja FD-metodeilla puolestaan saavute-  
taan tarkempia mittaustuloksia. Laitteiden ominaisuudet vaihtelevat paljon riippuen laitteiden  
iästä, rakennettaessa käytettävissä olleista resursseista, projektin kokoluokasta, valituista toi-  
mintaperiaatteista, sekä valonlähteiden ja vastaanottimien lukumäärästä. Tutkimuksen ja laite-  
kehityksen kärkipäässä näyttäisi vuonna 2022 olevan Etelä-Korea, missä teknologiaan erikois-  
tunut yritys OBELAB kaupaa jo puettavia laitteita niin tutkimus- kuin sairaalakäyttöönkin  
[35].

Toiminnallisille lähi-infrapunalaitteille on kehitetty useita testiprotokollia, joista kahden-  
laista käytetään yleisimmin laitteen toimivuuden testaamiseen: hengityksen pidättäminen ja  
sormien naputtelu. Monissa muissa testeissä on käytetty muun muassa aritmeettisiä harjoituk-  
sia, semanttisia (merkitystä koskevia) harjoituksia, muistitestejä, olkavarren puristamista ve-  
renpainemittauksen tavoin ja yhdellä jalalla seisontaa. [5], [6, p. 63], [12, p. 7], [22, p. 493],  
[23, p. 9], [25, p. 97], [26, p. 3]

fNIRS on jo nykyisellään käyttökelpoinen teknologia, joka hakee vielä jalansijaa muiden  
joukossa ja erilaisia ilmenemismuotoja. Eri puolilla maailmaa kokeillaan erilaisia laiteratkai-  
suja, mikä helpottaa parhaiden vaihtoehtojen valikoitumista pysyvämpään käyttöön ja kehitys-  
työn jatkumista niiden parissa. fNIRS tulee olemaan erityisen hyödyllinen teknologia aivosai-  
rauksien diagnosoinnissa ja erilaisten hoitomuotojen kehittämisessä.

## 6 LÄHDELUETTELO

- [1] R. K. Almajidy, K. Mankodiya, M. Abtahi, and U. G. Hofmann, “A newcomer’s guide to functional near infrared spectroscopy experiments,” *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 13, pp. 292–308, 2020, doi: 10.1109/RBME.2019.2944351.
- [2] X. Hu, X. Gang, K. Zhu, S. Hu, J. Chen, and Y. Yu, “APPLICATION OF FUNCTIONAL NEAR-INFRARED SPECTROSCOPY IN NEUROLOGICAL DISEASES: EPILEPSY, STROKE AND PARKINSON,” *OPEN ACCESS Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, vol. 20, no. 10, p. 2040023, 2020, doi: 10.1142/S0219519420400230.
- [3] Nobuo. Masataka, Leonid. Perlovsky, and Kazuo. Hiraki, Eds., *Near-infrared spectroscopy (NIRS) in functional research of prefrontal cortex*. Frontiers Media SA, 2016. Accessed: Sep. 24, 2021. [Online]. Available: <https://www.frontiersin.org/research-topics/1455/near-infrared-spectroscopy-nirs-in-functional-research-of-prefrontal-cortex>
- [4] “Prefrontal cortex | Artinis publications.” <https://publications.artinis.com/project/brain-fnirs-prefrontal-cortex/> (accessed Jan. 18, 2022).
- [5] T. Myllylä *et al.*, “Multimodal brain imaging with magnetoencephalography: A method for measuring blood pressure and cardiorespiratory oscillations,” *Scientific Reports 2017 7:1*, vol. 7, no. 1, pp. 1–9, Mar. 2017, doi: 10.1038/s41598-017-00293-7.
- [6] A. M. Chiarelli *et al.*, “Wearable, Fiber-less, Multi-Channel System for Continuous Wave Functional Near Infrared Spectroscopy Based on Silicon Photomultipliers Detectors and Lock-In Amplification,” *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, pp. 60–66, Jul. 2019, doi: 10.1109/EMBC.2019.8857206.
- [7] V. v. Tuchin, “Handbook of Optical Biomedical Diagnostics.,” *Handbook of Optical Biomedical Diagnostics, Second Edition, Volume 1: Light-Tissue Interaction*, p. 1410, 2016.
- [8] M. Lacerenza *et al.*, “Wearable and wireless time-domain near-infrared spectroscopy system for brain and muscle hemodynamic monitoring,” *Biomedical Optics Express, Vol. 11, Issue 10, pp. 5934-5949*, vol. 11, no. 10, pp. 5934–5949, Oct. 2020, doi: 10.1364/BOE.403327.
- [9] K. Paulmurugan, V. Vijayaragavan, S. Ghosh, P. Padmanabhan, and B. Gulyás, “Brain–Computer Interfacing Using Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS),” *Biosensors 2021, Vol. 11, Page 389*, vol. 11, no. 10, p. 389, Oct. 2021, doi: 10.3390/BIOS11100389.
- [10] H. Y. Ban *et al.*, “Kernel Flow: a high channel count scalable time-domain functional near-infrared spectroscopy system,” <https://doi.org/10.1117/1.JBO.27.7.074710>, vol. 27, no. 7, p. 074710, Jan. 2022, doi: 10.1117/1.JBO.27.7.074710.
- [11] M. Cope and D. T. Delpy, “System for long-term measurement of cerebral blood and tissue oxygenation on newborn infants by near infra-red transillumination,” *Medical and Biological Engineering and Computing 1988 26:3*, vol. 26, no. 3, pp. 289–294, May 1988, doi: 10.1007/BF02447083.
- [12] D. G. Wyser, O. Lamercy, F. Scholkmann, M. Wolf, and R. Gassert, “Wearable and modular functional near-infrared spectroscopy instrument with multidistance measurements at four wavelengths,” <https://doi.org/10.1117/1.NPh.4.4.041413>, vol. 4, no. 4, p. 041413, Aug. 2017, doi: 10.1117/1.NPH.4.4.041413.
- [13] S. W. Woo and K. S. Hong, “A Portable Functional Near-Infrared Spectroscopy System Using 4-wavelength LEDs,” *International Conference on Control, Automation and*



- Systems*, vol. 2019-October, pp. 579–584, Oct. 2019, doi: 10.23919/IC-CAS47443.2019.8971536.
- [14] M. Lei, T. Miyoshi, Y. Niwa, I. Dan, and H. Sato, “Comprehension-Dependent Cortical Activation During Speech Comprehension Tasks with Multiple Languages: Functional Near-Infrared Spectroscopy Study,” *Japanese Psychological Research*, vol. 60, no. 4, pp. 300–310, Oct. 2018, doi: 10.1111/JPR.12218.
- [15] K. Ohi *et al.*, “Impact of Familial Loading on Prefrontal Activation in Major Psychiatric Disorders: A Near-Infrared Spectroscopy (NIRS) Study,” *Scientific Reports 2017 7:1*, vol. 7, no. 1, pp. 1–10, Mar. 2017, doi: 10.1038/srep44268.
- [16] Z. Liang *et al.*, “Design of multichannel functional near-infrared spectroscopy system with application to propofol and sevoflurane anesthesia monitoring,” <https://doi.org/10.1117/1.NPh.3.4.045001>, vol. 3, no. 4, p. 045001, Oct. 2016, doi: 10.1117/1.NPH.3.4.045001.
- [17] N. F. Agbangla, M. Audiffren, and C. T. Albinet, “Use of near-infrared spectroscopy in the investigation of brain activation during cognitive aging: A systematic review of an emerging area of research,” *Ageing Research Reviews*, vol. 38, pp. 52–66, Sep. 2017, doi: 10.1016/J.ARR.2017.07.003.
- [18] M. Ahn, M. Lee, J. Choi, and S. C. Jun, “A review of brain-computer interface games and an opinion survey from researchers, developers and users,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 14, no. 8, pp. 14601–14633, Aug. 2014, doi: 10.3390/S140814601.
- [19] J. L. Sirvent, J. M. Azorín, E. Iáñez, A. Úbeda, and E. Fernández, “P300-based brain-computer interface for internet browsing,” *Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol. 71, pp. 615–622, 2010, doi: 10.1007/978-3-642-12433-4\_72/COVER/.
- [20] J. Shin, K.-R. Müller, and H.-J. Hwang, “Near-infrared spectroscopy (NIRS)-based eyes-closed brain-computer interface (BCI) using prefrontal cortex activation due to mental arithmetic OPEN,” *Nature Publishing Group*, 2016, doi: 10.1038/srep36203.
- [21] F. Tsow, A. Kumar, S. H. Hosseini, and A. Bowden, “A low-cost, wearable, do-it-yourself functional near-infrared spectroscopy (DIY-fNIRS) headband,” *HardwareX*, vol. 10, p. e00204, Oct. 2021, doi: 10.1016/J.OHX.2021.E00204.
- [22] J. K. Choi, J. M. Kim, G. Hwang, J. Yang, M. G. Choi, and H. M. Bae, “Time-Divided Spread-Spectrum Code-Based 400 fW-Detectable Multichannel fNIRS IC for Portable Functional Brain Imaging,” *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, vol. 51, no. 2, pp. 484–495, Feb. 2016, doi: 10.1109/JSSC.2015.2504412.
- [23] M. A. Yaqub, S. W. Woo, and K. S. Hong, “Compact, Portable, High-Density Functional Near-Infrared Spectroscopy System for Brain Imaging,” *IEEE Access*, vol. 8, pp. 128224–128238, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3008748.
- [24] C. Silberhorn, E. Meyer-Scott, J. Tiedau, S. Barkhofen, T. Nitsche, and T. J. Bartley, “A high dynamic range optical detector for measuring single photons and bright light,” *Optics Express*, Vol. 27, Issue 1, pp. 1-15, vol. 27, no. 1, pp. 1–15, Jan. 2019, doi: 10.1364/OE.27.000001.
- [25] M. J. Saikia, W. G. Besio, and K. Mankodiya, “WearLight: Toward a Wearable, Configurable Functional NIR Spectroscopy System for Noninvasive Neuroimaging,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, vol. 13, no. 1, pp. 91–102, Feb. 2019, doi: 10.1109/TBCAS.2018.2876089.
- [26] C. Chen *et al.*, “An Energy-Efficient Wearable Functional Near-infrared Spectroscopy System Employing Dual-level Adaptive Sampling Technique,” *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 2022, doi: 10.1109/TBCAS.2022.3149766.

- [27] M. Buttafava *et al.*, “Open Access A Compact Two-Wavelength Time-Domain NIRS System Based on SiPM and Pulsed Diode Lasers A Compact Two-Wavelength Time-Domain NIRS System Based on SiPM and Pulsed Diode Lasers”, doi: 10.1109/JPHOT.2016.2632061.
- [28] A. Y. Wei, A. Chong, L. Senn, R. A. Stillwell, T. D. O’Sullivan, and V. J. Kitsmiller, “A scalable, multi-wavelength, broad bandwidth frequency-domain near-infrared spectroscopy platform for real-time quantitative tissue optical imaging,” *Biomedical Optics Express*, Vol. 12, Issue 11, pp. 7261-7279, vol. 12, no. 11, pp. 7261–7279, Nov. 2021, doi: 10.1364/BOE.435913.
- [29] S. H.S.S. *et al.*, “Non-invasive, MRI-compatible fibreoptic device for functional near-IR reflectometry of human brain,” *Quantum Electronics*, vol. 40, no. 12, pp. 1067–1073, Jan. 2011, doi: 10.1070/QE2010V040N12ABEH014503/XML.
- [30] T. Myllylä, V. Korhonen, Ł. Surażynski, A. Zienkiewicz, H. Sorvoja, and R. Myllylä, “Measurement of cerebral blood flow and metabolism using high power light-emitting diodes,” *Measurement*, vol. 58, pp. 387–393, Dec. 2014, doi: 10.1016/J.MEASUREMENT.2014.08.027.
- [31] T. Myllylä, M. Harju, V. Korhonen, A. Bykov, V. Kiviniemi, and I. Meglinski, “Assessment of the dynamics of human glymphatic system by near-infrared spectroscopy,” *Journal of Biophotonics*, vol. 11, no. 8, p. e201700123, Aug. 2018, doi: 10.1002/JBIO.201700123.
- [32] V. Borchardt, V. Korhonen, H. Helakari, M. Nedergaard, T. Myllylä, and V. Kiviniemi, “Inverse correlation of fluctuations of cerebral blood and water concentrations in humans,” *The European Physical Journal Plus* 2021 136:5, vol. 136, no. 5, pp. 1–14, May 2021, doi: 10.1140/EPJP/S13360-021-01480-2.
- [33] N. A. Jessen, A. S. F. Munk, I. Lundgaard, and M. Nedergaard, “The Glymphatic System – A Beginner’s Guide,” *Neurochem Res*, vol. 40, no. 12, p. 2583, Dec. 2015, doi: 10.1007/S11064-015-1581-6.
- [34] “fNIRS Devices Signal Quality and Data Samples - Cortivision.” <https://www.cortivision.com/data-quality/> (accessed May 19, 2022).
- [35] “FAQ.” OBELAB. <https://www.obelab.com/support/faq.php> (accessed Jan. 05, 2022).