



**KEHON YDINLÄMPÖTILAN NON-INVASIIVINEN  
MONITOROINTI**

Honka Ulriika

Kandidaatin tutkielma

Hyvinvointitekniikan tutkinto-ohjelma

Lääketieteen tekniikka

Oulun yliopisto

2017

**Honka Ulriika (2017), Non-invasive monitoring of core temperature, Faculty of Medicine, University of Oulu, Bachelor thesis, 27 pages.**

## **Abstract**

**Objective:** The purpose of this literature study has been to investigate and gather up information about non-invasive core temperature monitoring methods and their applicability for clinical usage. The objective was to increase understanding about precision, reliability and usability of the different methods and related devices.

**Methods:** The database searches have been performed in the following databases: Pubmed, Medline Ovid, Web of Science and IEEE. The search terms used have been "non-invasive", "core temperature" and "monitoring". The contents, language and publication time of articles have served as the criteria of selecting the articles.

**Results:** Sixteen articles were chosen for closer investigations. There were in total eight different monitoring methods presented in these articles. Five of the methods - SpotOn, NICCT, Double-sensor, Dual-heat-flux and neck pillow with two double sensors and one dual-heat-flux sensor - are based on the zero-heat-flux (ZHF) method developed in the 70's. Other three methods included monitoring the skin temperature using designed correction factor, temporal artery thermometer and monitoring brain temperature with microwave radiometry. In the articles investigated there were many differences regarding to research settings and used reference methods among others.

**Conclusion:** On the market there are two measurement device models which are suitable for non-invasive monitoring of the core temperature of the body. Both of these two devices are based on applying the ZHF method. Consistent regulations and recommendations might promote the development of new non-invasive measurement methods and devices. Also device criteria should be defined systematically. There is also need for further research regarding to the non-invasive core temperature monitoring devices and their usage in perioperative care.

**Keywords:** core temperature, non-invasive, monitoring

Honka Ulriika (2017), Kehon ydinlämpötilan non-invasiivinen monitorointi, Lääketieteellinen tiedekunta, Oulun yliopisto, Kandidaatin tutkielma, 27 sivua.

## **Tiivistelmä**

**Työtarkoitus:** Tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena on ollut selvittää ja koota yhteen kliiniseen käyttöön soveltuvia non-invasiivisia kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmiä. Tavoitteena oli saada näkökulmaa erilaisten laitteiden väliselle tarkkuudelle, luotettavuudelle ja käytettävyydelle.

**Menetelmät:** Tietokantahaut on suoritettu seuraavissa tietokannoissa: Pubmed, Medline Ovid, Web of Science ja IEEE. Hakutermeina ovat olleet ”non-invasive”, ”core temperature” ja ”monitoring”. Artikkelien valikoitumisen kriteereinä ovat toimineet artikkelien sisältö, kieli ja julkaisuaika.

**Tulokset:** Artikkeleita valikoitui mukaan 16 kappaletta. Monitorointimenetelmiä artikkeleissa oli yhteensä kahdeksan erilaista. Näistä viisi, SpotOn, NICCT, Double-sensor, Dual-heat-flux ja niskatyyny sisältäen kaksi double-sensoria ja dual-heat-flux sensorin, perustuvat 1970-luvulla kehitettyyn zero-heat-flux (ZHF) menetelmään. Muita esille nousseita menetelmiä olivat monitorointi ihon pinnalta käyttäen korjauskerrointa, otsakuumemittari ja mikroaaltoradiometrinen lämpömittari. Katsauksessa käytettyjen tutkimusten välillä oli paljon eroavaisuuksia muun muassa referenssimenetelmien sekä tutkimusasetelmien suhteen.

**Johtopäätökset:** Markkinoilta löytyy kaksi non-invasiiviseen monitorointiin soveltuvaa mallia, jotka molemmat perustuvat ZHF-menetelmään. Yhteneväisille säädöksille olisi käyttöä kehon ydinlämpötilan monitoroinnin laitteita suunniteltaessa. Lisäksi laitekriteerit tulisi määritellä. Lisätutkimukset koskien non-invasiivisia kehon ydinlämpötilan monitorointilaitteita ja niiden käyttöä perioperatiivisessa hoidossa, olisivat myös tarpeellisia.

**Avainsanat:** ydinlämpö; non-invasiivinen; monitorointi

# Sisällysluettelo

Abstract .....	
Tiivistelmä .....	
Sisällysluettelo .....	1
1 Johdanto .....	2
2 Tutkimuksen tavoitteet.....	2
3 Menetelmät.....	3
4 Tulokset.....	4
4.1 Zero-heat-flux -menetelmä.....	5
4.1.1 SpotOn .....	6
4.1.2 NICCT.....	8
4.1.3 Double -sensor .....	10
4.1.4 Dual-heat-flux .....	12
4.1.5 Kaksi double-sensoria ja dual-heat-flux -sensori.....	13
4.2 Monitorointi ihon pinnalta.....	14
4.3 Otsakuumemittari .....	15
4.4 Mikroaaltoradiometrinen lämpömittari .....	15
5 Pohdinta .....	17
6 Yhteenveto .....	20
7 Lähteet.....	21

# 1 Johdanto

Tämän kirjallisuuskatsauksen tarkoituksena on selvittää ja koota yhteen tietoa kliiniseen käyttöön soveltuvista non-invasiivisista ydinlämpötilan monitorointimenetelmistä. Lisäksi katsauksessa käsitellään menetelmien soveltuvuutta erityisesti perioperatiivisessa hoidossa.

Kehon ydinlämpöä monitoroidaan useimmiten invasiivisilla menetelmillä kuten keuhkovaltimokateetrilla. Keuhkovaltimokateetri luetaan yleisesti ydinlämpötilamonitoroinnin ns. kultaiseksi standardiksi. Luotettaviksi ydinlämmön mittauspisteiksi on luokiteltu myös ruokatorvesta, nenänielusta ja tärykalvosta mitatut lämpötilat.

Kehon ydinlämpötilan monitorointi on tärkeä osa perioperatiivista hoitoa. Yleisanestesian ja laajojen puudutusten aikana lämmönsäätelykyky menetetään, jolloin elimistön korjaavien mekanismien kyky säädellä ydinlämpöä heikkenee (Kokki 2013). Perioperatiivisen hoidon onnistumisen kannalta on tärkeä seurata potilaan ydinlämpötilaa. Laskenut kehon ydinlämpötila, hypotermia, heikentää yleisesti leikkauksesta parantumista. Neuro- ja sydänkirurgisissa toimenpiteissä ydinlämmön ja erityisesti paikallisen lämmön laskulla voi puolestaan olla parantavia vaikutuksia potilaan toipumisennusteelle. Ydinlämpöä tulisi monitoroida joko jatkuvana tai toistettuna mittauksena puolen tunnin välein, kaikissa tämän ajan ylittävissä toimenpiteissä (Kokki 2013).

Viime vuosien aikana markkinoille on tullut muun muassa 3M:n SpotOn-sensori, joka edustaa non-invasiivista menetelmää kehon ydinlämmön monitorointiin. SpotOn-sensori on tarrapinnan avulla ihon pinnalle kiinnitettävä kertakäyttöinen sensori, joka perustuu zero-heat-flux (ZHF) -menetelmään. Markkinoille on tullut lisäksi muita ZHF-menetelmään perustuvia lämpötila-antureita kuten Double-sensori. ZHF-menetelmään perustuva double-sensori poikkeaa alkuperäisestä menetelmästä rakenteellisesti ja toiminnallisesti. Double-sensorissa ei ole lämmitintä ja ydinlämpötilan arvioon käytetään erillistä kaavaa.

Lähdehakuja tässä kirjallisuuskatsauksessa on suoritettu tietokantahakuina, käyttäen hakusanoja ”non-invasive”, ”core temperature” sekä ”monitoring”. Käytettyjä tietokantoja ovat olleet Pubmed, Medline Ovid, Web of Science ja IEEE. Tietokantahaut ovat suoritettu ajanjaksolla helmikuu 2016 – heinäkuu 2016. Rajaavana tekijänä artikkelien käytössä on ollut saatujen hakutulosten soveltuvuus kirjallisuuskatsauksen sisältöön.

## **2 Tutkimuksen tavoitteet**

Kirjallisuuskatsauksen tavoitteena on selvittää non-invasiivisia lämpötilamittauksen menetelmiä, niiden tarkkuutta ja luotettavuutta, sekä voidaanko näillä menetelmillä korvata nykyisiä invasiivisia monitorointimenetelmiä tarkkuuden, käytettävyyden, saatavuuden ja toiminnallisuuden osalta.

Lisäksi tutkimus luo katsauksen käytössä oleviin kehon ydinlämpötilan non-invasiivisen monitoroinnin menetelmiin ja tuloksiin saatavilla olevan aineiston pohjalta.

### 3 Menetelmät

Kirjallisuuskatsaus tehtiin tietokannoista: Pubmed, Medline Ovid, Web of Science ja IEEE. Hakutermeinä käytettiin ”non-invasive”, ”core temperature” sekä ”monitoring”. Tietokantahaut ovat suoritettu ajanjaksolla helmikuu 2016 – heinäkuu 2016. Tavoitteena oli löytää artikkeleita, joissa on vertailtu erilaisia kehon ydinlämmön non-invasiivisia menetelmiä referenssimittausmenetelmään nähden. Tietokantojen hakutuloksista artikkelien karsinta suoritettiin tiivistelmän perusteella. Tiivistelmän tuli sisältää maininta ihmisen kehon ydinlämpötilan non-invasiivisesta monitorointimenetelmästä.

Tämän jälkeen artikkelit on käyty läpi taulukoinnin avulla, ja mukaan on valikoitunut rajausten mukaan aiheeseen sopivat artikkelit.

Kirjallisuuskatsaukseen valikoituneet artikkelit täyttivät seuraavat kriteerit:

- tutkimuksessa tai artikkelissa mukana non-invasiivinen monitorointimenetelmä
- tutkimuksen tai artikkelin sisältönä kehon ydinlämpötilan monitorointiin soveltuvan non-invasiivisen menetelmän tarkkuus tai toiminnallisuus
- mittaus toistuvaa tai jatkuvaa
- kielenä englanti tai suomi
- julkaisuvuosi 2006 - kesäkuu 2016.

Yhteensä artikkeleita valikoitui mukaan 16 kappaletta. Artikkelit ovat jaoteltuina tutkimus- ja monitorointimenetelmän mukaan. Katsaukseen on koottuna tiedot eri menetelmien toimintaperiaatteesta ja tutkimuksien tuloksista. Tutkimuksissa nousseita huomioita on myös nostettu esille. Tavoitteena on ollut saada näkökulmaa erilaisten laitteiden väliselle toiminnalle, tarkkuudelle, luottavuudelle ja käytettävyydelle.



## 4 Tulokset

Kirjallisuuskatsaukseen valikoitui mukaan yhteensä 16 artikkelia tai tutkimusta, jotka käsittelivät non-invasiivisia kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmiä.

Artikkeleissa tutkimuksen kohteina olevia monitorointimenetelmiä olivat:

- SpotOn-prototyyppi
- NICCT
- Double-sensori
- Dual-heat-flux -sensori
- niskatyyny (kaksi double-anturia ja dual-heat-flux -anturi)
- ihonpinnalta tapahtuva monitorointi lasketun korjauskertoimen avulla muunnettuna
- otsakuumemittari
- mikroaaltoradiometrinen lämpömittari.

Fox ym. 1970-luvulla kehittämään zero-heat-flux -menetelmään perustui 11 artikkelin monitorointimenetelmä. Neljässä artikkelissa tutkimusmenetelmänä oli anturin toimintakyvyn simulointi. Artikkeleista kaksi on kirjallisuuskatsauksia lämpötilan mittaamisesta otsakuumemittarilla (temporal artery thermometer). Kahdessa artikkelissa ydinlämpötilaa arvioitiin käyttäen ihon pinnalta mitattuja lämpötila-arvoja ja tutkimuksissa määriteltyjä korjauskertoimia. Yhdessä artikkelissa aivojen lämpötilaa monitoroitiin mikroaaltoradiometrisellä lämpömittarilla pään mallinnuksen avulla sekä pediatriisella potilaalla leikkauksen aikana. Valikoituneet artikkelit sisälsivät yhteensä kahdeksan erilaista non-invasiivista kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmää. Mittausympäristö vaihteli artikkelien välillä sairaalaympäristöstä laboratorioon.

Tutkimuksissa käytetyt referenssimonitoroinnin kohteet olivat:

- nenänielu
- distaalinen ruokatorvi
- keuhkovaltimokatetri
- peräsuoli
- virtsarakko
- kielen alus.

Myös referenssimenetelmät vaihtelivat tutkimusten välillä. Lisäksi tutkimuksissa, joissa menetelmänä oli simulointi, referenssilämpötiloina käytettiin asetuslämpötiloja. Perioperatiivisessa hoidossa seuraavat monitoroinnin paikat on luokiteltu luotettaviksi kehon ydinlämpötilan monitorointiin: keuhkovaltimokatetri, ruokatorvi, nenänielu ja tärykalvo (Kokki 2013).

Artikkeleissa käytetyistä referenssimenetelmistä osaa ei ole luokiteltu riittävän tarkoiksi arvioimaan kehon ydinlämpötilaa kliinisessä hoidossa. Näissä monitoroinnin kohteina ovat olleet peräsuoli, virtsarakko sekä kielen alus.

Kokki artikkelissaan ”Perioperatiivinen lämpötalous” on tiivistänyt kehon ydinlämpötilan monitoroinnin tarpeen seuraavasti: ”Leikkauksen aikana ydinlämpöä pitää monitoroida joko jatkuvasti tai ½ h välein toistetuin mittauksin kaikissa niissä toimenpiteissä, joiden kesto ylittää tämän ajan.” Lisäksi artikkelissa todetaan, että perioperatiivinen ydinlämpö tulisi lisätä leikkaussalin tarkistuslistan yhdeksi arvioitavaksi muuttujaksi. (Kokki 2013)

#### **4.1 Zero-heat-flux -menetelmä**

ZHF-sensorin perustana on Fox ym. 1970-luvulla esittämä kehon ydinlämpötilan mittaussuunnitelma, jota Togawa ym. on kehittänyt edelleen. Tekniikassa on yhdistetty lämpölevy lämpövuoanturilla, missä kaksi lämpömittaria on erotettuna lämpövuon eristeellä. Lämmitin toimii kauko-ohjattuna, kunnes lämmönvirtaus saavuttaa arvon nolla. Määritelmän mukaan tässä arvossa mitattu lämpö ja ihon pinnan lämpötila ovat samat, sillä muuten lämmön virtaus jatkuisi. (Sessler 2008) On-off servo-ohjatun lämmitysyksikön lisääminen ihoelektrodiin, oli ratkaiseva keksintö ZHF-menetelmässä. Lämmitysyksikön avulla pystyttiin nopeuttamaan syvien kudosten ja ihon välisen lämpötilan tasaantumista. (Mäkinen 2015)

ZHF-menetelmän puutteena on se, ettei se huomioi veren välityksellä tapahtuvaa sivuttaissuuntaista lämmönvirtausta. Käytännössä menetelmän avulla pystytään monitoroimaan lämpötilaa noin senttimetrin ihon pinnan alapuolelta. Otsalta ja rintakehäältä mitattuna senttimetri on riittävä syvyys ydinlämpötilan arvioimiseen. (Sessler 2008)

Foxin ja Solmanin 1970-luvulla kehittelemä laite koostui ohjausyksiköstä ja lämpömittarista. Rintalastan yläosaan liimattava anturi oli ohut (0,6 cm) ja neliskulmainen (6 cm \* 6 cm). Rintalastan yläosaan liimatun ZHF-anturin mittaukset erilaisissa ympäristöoloissa, rasituksessa ja levossa olivat verrannollisia ydin- ja iholämpötiloihin. Alkutasaantumisaikaksi laitteelle saatiin 20 minuuttia. Anestesian aikana suoritettussa tutkimuksessa potilaiden ZHF-lämpötilat olivat verrannollisia tärykalvolta ja ruokatorvesta saatuihin mittaustuloksiin. Fox ja Solman uskoivat laitteen hyvien ominaisuuksien (suorituskyky, käyttäjäystävällisyys ja suhteellinen edullisuus) vuoksi, että laite koettaisiin arvokkaaksi kliinisessä potilasmonitoroinnissa ja fysiologisissa tutkimuksissa, joissa vaaditaan pidemmän ajan lämpötilaseurantaa. Tästä huolimatta patentoidusta laitteesta ei ole tehty julkaisuja tämän jälkeen. (Mäkinen 2015)

Artikkeleissa tutkimuksen kohteena olivat seuraavat zero-heat-flux -menetelmään perustuvat anturit: SpotOn, NICCT, Double-Sensor ja Dual-heat-flux.

#### 4.1.1 SpotOn

3M:n valmistaman SpotOn-lämmönmittausjärjestelmän anturi koostuu kahdesta lämpösensorista, lämpöeristeestä ja lämmittimestä. SpotOn-monitorointijärjestelmän toimintaperiaate on hyvin samankaltainen Foxin ja Solmanin kehittämän non-invasiivisen kehon ydinlämmön monitorointijärjestelmän kanssa. Pyöreän muotoinen anturi on halkaisijaltaan 4,1 cm ja paksuudeltaan 0,5 cm. Anturi kiinnitetään otsan iholle siinä olevan ihotarran avulla. (Mäkinen 2015)

Tutkimuksia, joissa käytettiin SpotOn-anturia, oli kolme kappaletta. SpotOn-antureiden tutkimustulokset referenssimenetelmään verrattuna ovat esitetty taulukossa 1.

**Taulukko 1. SpotOn-anturimenetelmän tilastolliset Bland-Altman -analyysin tulokset**

	<b>referenssimenetelmä</b>	<b>bias</b>	<b>luottamusväli</b>
SpotOn- prototyyppi otsalle kiinnitettynä Eshragi ym. 2014	keuhkovaltimo	-0,23 °C kokonaisajan keskiarvo, -0,08 °C intraoperatiivinen, -0,32 °C postoperatiivinen	± 0,82 °C kokonaisajan keskiarvo, ± 0,88 °C intraoperatiivinen, ± 0,75 °C postoperatiivinen

	<b>referenssimenetelmä</b>	<b>bias</b>	<b>luottamusväli</b>
Iden ym. 2015	nenänielu	0,07 °C 15 min,	-0,38 - 0,51 °C,
		0,05 °C 45 min,	-0,39 - 0,48 °C,
		0,10 °C 75 min anestesian induktion jälkeen	-0,25 - 0,46 °C
	kielenalainen lämpötila	-0,37 °C 15 min,	-0,95 - 0,22 °C,
		-0,35 °C 45 min,	-0,95 - 0,23 °C,
		-0,33 °C 75 min anestesian induktion jälkeen	-0,84 - 0,19 °C
Brandes ym. 2014	nuken pinnalle asetettu termistori	SOTbone:	SOTbone:
		0,46 °C	±0,60 °C
		SOTsurface:	SOTsurface:
		0,20 °C	±0,52 °C

Iden ym. tekemässä tutkimuksessa otsalle kiinnitetyn SpotOn-anturin lämpötiloja verrattiin nukutetuilla leikkauspotilailla kielen alta ja nenänielusta mitattuihin lämpötiloihin. Monitorointi suoritettiin 15, 45 ja 75 minuuttia anestesian induktion jälkeen. Tutkimustulokset löytyvät taulukosta 1. Tutkimuksessa huomattiin, että 3M:n valmistama SpotOn-anturi ei osoita 0,1 °C suurempaa biasta nenänielusta monitoroituihin tuloksiin nähden ja bias tulkittiin merkityksettömäksi. SpotOn-anturin tulokset korreloivat hyvin, jopa 0,89 kertoimella, nenänielun anturin tuloksiin. Tutkimuksessa todetaan SpotOn-anturin soveltuvan kliiniseen käyttöön korrelaation, tarkkuuden ja täsmällisyyden puolesta hemodynaamisesti stabiileilla potilailla. (Iden ym. 2015)

Eshragi ym. tutkimuksessa on käytetty SpotOn-prototyyppiä, joka poikkeaa hieman Idenin ym. ja Brandesin ym. tutkimuksessa käytetystä anturista (halkaisija 4,0 cm ja paksuus 0,6 cm). SpotOn-prototyypin mittaukset suoritettiin yhden minuutin intervalleissa, pois lukien kardiopulmonaarinen ohitus sekä neljä ensimmäistä postoperatiivista tuntia. (Eshragi ym. 2014)

Tuloksista oli poistettu ohitusleikkauksen aikaiset mittaustulokset, sillä referenssi-monitorointina käytetty keuhkovaltimokatetrin monitoroinnin tulokset eivät ole olleet

realistisia. Eshragin toteuttaman tutkimuksen tulokset ovat esitetty taulukossa 1. Havaittu 95 % luottamusvälin 0,82 °C tulos on lähellä aiemmin tutkimuksessa määriteltyä 0,5 °C rajaa. On mahdollista, että sydänleikkauksen aikaiset nopeasti laskeneet lämpötilat ovat saattaneet vaikuttaa tuloksiin. Tutkimuksen yhteenvedossa todettiin, että ZHF-menetelmää voidaan käyttää ydinlämmön mittauksessa perioperatiivisen hoidon aikana. Aikaisemmista ZHF-menetelmistä SpotOn-prototyyppi poikkeaa kertakäyttöisyydellä sekä saavuttamalla nopeammin termisen tasapainon, johtuen pienemmästä termisestä massasta. (Eshragi ym. 2014)

Brandes ym. tekemässä tutkimuksessa SpotOn-anturin suorituskykyä mitattiin nuken avulla. Tutkimuksessa SpotOn-anturi oli asetettu nuken pinnalle (SOTsurface) sekä toinen anturi nuken pinnalle asetetun 4 mm korkean luusementin päälle (SOTbone). Monitoroinnin tuloksien tilastollinen analyysi referenssimenetelmään nähden löytyy taulukosta 1. Nuken pinnalta ja sementin päältä mitattujen tulosten bias oli molemmissa alle asetetun  $\pm 0,5$  °C rajan. Lisäksi tutkimuksessa haettiin anturin matalin saavutettu lämpötila, jonka arvoksi saatiin  $28 \pm 0,5$  °C, vaihtelun ollessa 27,8 °C ja 29,6 °C välillä referenssimenetelmään nähden. Monitorointien referenssinä toimivat nuken asetustemperatuurit. (Brandes ym. 2014)

#### 4.1.2 NICCT

Philipsin valmistaman otsaan kiinnitettävän NICCT-anturin (non-invasive continuous cerebral temperature) prototyyppi on kooltaan 40 mm\*50 mm\*6 mm. Anturi koostuu lämpöeriste- ja elektroniikkakerroksista. Anturin taipuisa rakenne mahdollistaa ihon pinnan muotojen seuraamisen ja ehkäisee ilma-aukkojen jäämisen anturin ja ihon välille optimoiden lämpökontaktin. Kaksi termistoria, sijoitettuna eristekerroksen ylä- ja alapuolelle, monitoroivat jatkuvasti lämpötiloja anturin molemmin puolin. Lämpövirtaus on määritelty ala- ja ylälämpötilan välisen keskimääräisen eron verrannollisena osuutena. Lämmityselementtiä ohjaa suhteellisen kiinteä ohjauslaite, jonka lämpövirtaus on asetettu nolaksi lämpöhäviön estämiseksi iholta. (Teunissen ym. 2011)

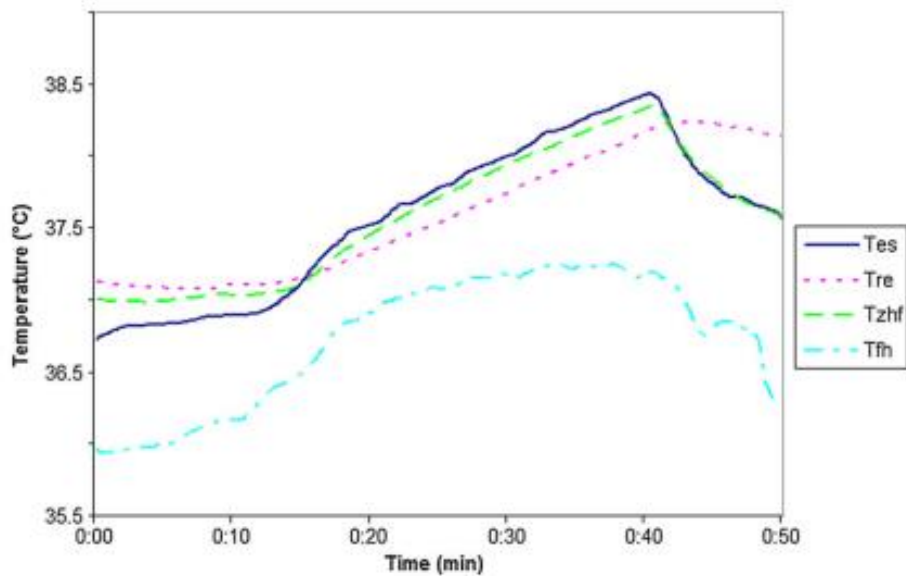
Referenssimenetelminä tutkimuksessa on käytetty lämpötiloja kurkunpäästä, peräsuolesta ja ihon pinnalta. Tutkimuksen keskiarvot ZHF- ja referenssimenetelmän välisten mittaustulosten erotuksesta löytyvät taulukosta 2. Kuvassa 1 on kurkunpään,

peräsuolen, ZHF-menetelmän ja ihon lämpötilat esitetty ajan suhteen. Kuvasta 1 voidaan havaita NICCT-anturin vastaavan parhaiten kurkunpään lämpötiloja verrattuna peräsuolesta tai ihon pinnalta monitoroituihin lämpötiloihin. Tutkimustuloksista voidaan havaita passiivisen palautumisen aikainen lämpötilan laskeutuminen. ZHF-menetelmään perustuva NICCT-anturi vastaa hyvin kurkunpään lämpötiloja, kun peräsuolesta mitatut lämpötilat laskevat huomattavalla viiveellä. Tutkimuksessa ihon pinnan lämpötila on monitoroitu ZHF-menetelmään perustuvan anturin vierestä. Tässä tutkimuksessa ihonpinnalta monitoroidut tulokset eivät vastanneet muiden menetelmien mittaustuloksia. (Teunissen ym. 2011)

**Taulukko 2. NICCT-anturin keskimääräiset lämpötilaerotukset levon, harjoituksen ja palautumisen aikana kurkunpään ( $T_{es}$ ), peräsuolen ( $T_{re}$ ) ja ihon pinnan ( $T_{fh}$ ) lämpötilan monitoroinnin tuloksiin ( $\Delta T_{avg} \pm$  keskihajonta). (Teunissen ym. 2011)**

	$\Delta T_{avg}$ lepo (°C)	$\Delta T_{avg}$ harjoitus (°C)	$\Delta T_{avg}$ palautuminen (°C)
$T_{zhf}-T_{es}$	$0,17 \pm 0,19$	$-0,05 \pm 0,18$	$-0,01 \pm 0,20$
$T_{zhf}-T_{re}$	$-0,09 \pm 0,31$	$0,12 \pm 0,24$	$-0,31 \pm 0,32$
$T_{zhf}-T_{fh}$	$0,97 \pm 0,58$	$0,73 \pm 0,42$	$1,06 \pm 0,60$

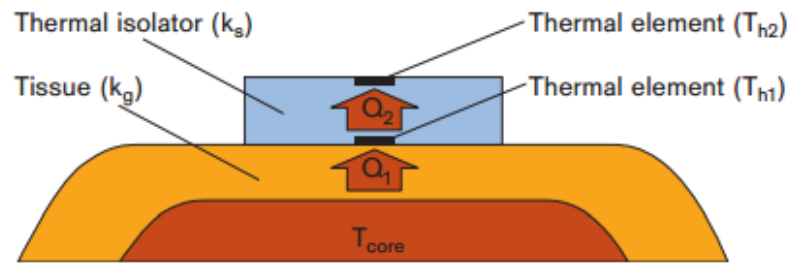
Tutkimuksen tulokset osoittivat, että ZHF-menetelmään perustuvalla NICCT-anturilla monitoroidut lämpötilat vastaavat kurkunpäästä monitoroituja lämpötiloja kuumassa ja vakaassa ympäristössä ja NICCT-anturi on täten lupaava vaihtoehto luotettavalle non-invasiiviselle jatkuvalla ydinlämmön monitoroinnille sairaalassa. (Teunissen ym. 2011)



Kuva 1. Teunissen ym. tutkimuksesta kurkunpään  $T_{es}$ , peräsuolen  $T_{re}$ , zero-heat-flux  $T_{zhf}$  ja otsan ihon pinnalta  $T_{fh}$  lämpötilat ajan suhteen. (Teunissen ym. 2011)

#### 4.1.3 Double -sensor

Otsaan kiinnitettävä double-anturi koostuu kahdesta lämpötila-anturista, jotka ovat erotettu eristekerroksella. Piirroskuva anturin poikkileikkauksrakenteesta ihon pintaa vasten on esitetty kuvassa 2. Drägerin, anturin valmistajan, esitteessä anturin toimintaperiaate on esitelty seuraavasti: Ihon pintaa vasten olevan anturin rekisteröidessä lämpötilaa  $T_{h1}$ , toinen lämpötila-anturi  $T_{h2}$  mittaa lämpövuon  $Q_2$  ympäröivään kudokseen. Näiden arvojen avulla lasketaan ydinlämpötilaa vastaava lämpötila olettaen, että lämpövuon  $Q_2$  anturissa vastaa ihon lämpövuota. Ydinlämpötila lasketaan eristeen erottamien lämpötila-antureiden arvojen avulla. Drägerin esittämä kaava ydinlämpötilan laskemiseen on esitetty kuvan 2 alapuolella (kaava 1). (Dräger Medical GmbH 2013)



Kuva 2. Drägerin double-sensor -anturin poikkileikkauskuvaa.  $T_{core}$  (Dräger Medical GmbH 2013, Kimberger ym. 2009)

$$(1) T_{core} = T_{h1} + \frac{k_s}{k_g} (T_{h1} - T_{h2})$$

missä  $T_{core}$  vastaa kallon sisäistä lämpötilaa,  $T_{h1}$  ja  $T_{h2}$  ovat antureiden lämpötiloja,  $k_s$  on anturin lämmön johtavuuden kerroin,  $k_g$  on kudoksen lämmönjohtavuuden kerroin. Kuvassa 2  $Q_1$  on ytimen ja ihon pinnan välinen lämmönvirtaus ja  $Q_2$  esittää puolestaan antureiden välistä lämmönvirtausta. (Dräger Medical GmbH 2013, Kimberger ym. 2009)

Kimberger ym. vuonna 2009 tekemässä tutkimuksessa uutta double-sensor ydinlämpötilan monitorointimenetelmää pidettiin riittävän tarkkana olemaan vaihtoehto distaalisesta ruokatorvesta suoritettulle lämpötilan mittaukselle. Distaalisen ruokatorven ja double-sensorin mittaustulosten keskiarvojen välinen bias ja luottamusväli on esitetty taulukossa 3. Double-sensorin ajateltiin olevan mahdollisesti erityisen hyödyllinen paikallispuudutuspotilailla. Tutkimuksessa todettiin mittarin ainoaksi heikkoudeksi monitoroinnin aiheuttama painauma potilaan kasvoille. Painauma kuitenkin hävisi alle kolmessa tunnissa ilman hoitoa. (Kimberger ym. 2009)

Double-sensorin tuloksia verrattiin Kimberger ym. 2013 tekemässä tutkimuksessa distaalisesta ruokatorvesta ja virtsarakosta monitoroituihin ydinlämpötilan tuloksiin paikallispuudutus- ja nukutuspotilailla. Paikallisessa puudutuksessa referenssi-lämpötilana käytettiin rakon lämpötilaa ja nukutuksessa distaalisen ruokatorven lämpötilaa. Tutkimuksen tulokset ovat esitetty taulukossa 3. Tutkimuksessa ehdotettiin kertakäyttöisen double-sensorin soveltuvan hyvin ja olevan riittävän tarkka ydinlämmön arvioimiseen sekä paikallispuudutus- että nukutuspotilaille. Valmistajan käyttöohjeessa mainitaan lämpöanturin tarvitsevan 10 minuutin tasaantumisaajan, täten double-anturiin



perustuva lämpömittari ei ole tarkka lyhyt aikaiseen lämpötilan monitorointiin. (Kimberger ym. 2013)

Double-anturia käytettiin tutkimuksessa kehon ydinlämpötilan vuorokausirytmien monitorointiin. Tutkimuksen tulokset referenssimenetelmänä mitattuun peräsuolen lämpötiloihin nähden ovat esitetty taulukossa 3. Tutkimuksessa selvisi double-sensorilla tapahtuvan monitoroinnin kyvykkyys arvioitaessa ydinlämpötilan vuorokausirytmisiä. (Gunga ym. 2009)

Simin ym. tekemässä tutkimuksessa double-sensorin optimointia suoritettiin elementtimenetelmänalyysillä tutkien neljää anturin rakennetekijää: peitemateriaali, eristemateriaali, eristeen säde ja korkeus. Tutkimuksessa selvisi kuori- ja eristemateriaalien vaikuttavan anturin alustavaan odotusaikaan. Lisäksi anturin koko vaikutti mittaustuloksiin sekä hieman myös alustavaan odotusaikaan. Anturin tarkkuutta parannettiin eristeen suuremmalla säteellä sekä matalammalla korkeudella. (Sim ym. 2015)

**Taulukko 3. Double-sensorin mittaustulokset referenssimenetelmään verrattuna**

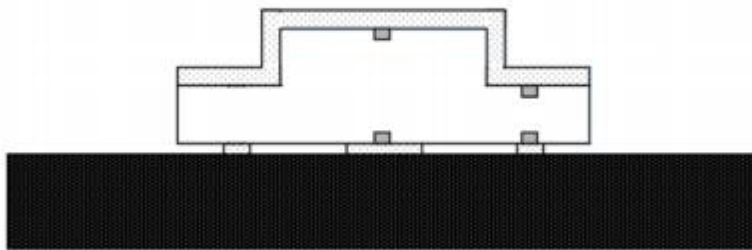
	<b>referenssimenetelmä</b>	<b>bias</b>	<b>luottamusväli</b>
Gunga ym. 2009	peräsuolen lämpötila	Amplitudi (°C): -0,11	Amplitudi (°C): -0,21 to 0,19
Kimberger ym. 2009	kertakäyttöinen distaalisen ruokatorven termometri	-0,08 °C	-0,66 - 0,50 °C
Kimberger ym. 2013	distaalinen ruokatorvi	-0,01 °C	-0,61 - 0,59 °C
	virtsarakko	-0,13 °C	-0,65 - 0,40 °C

#### 4.1.4 Dual-heat-flux

Dual-heat-flux -anturin mallissa on neljä lämpötilasensoria, joista kaksi on ihon pinnalla ja kaksi on puolestaan eri etäisyyksillä ihon pinnalla sijaitsevia antureita vasten. Simuloinneissa käytetty anturi on muodoltaan kaksi erisäteistä lieriötä yhdistettynä,

joista suurempisäteinen lieriö on ihon pintaa vasten. Kuvassa 4 on esitettyä simuloinnissa käytetty dual-heat-flux -anturin poikkileikkauskuva.

Kitamuran ym. vuonna 2009 julkaistussa artikkelissa todettiin uuden dual-heat-flux -menetelmän kykenevän monitoroimaan ydinlämpöä ihon pinnalta ilman lämmitintä. Simulointitestauksissa dual-heat-flux -menetelmä on osoittanut kilpailukykyä tavanomaiseen zero-heat-flux -menetelmään verrattuna suorituskyvyssä, tarkkuudessa sekä kehon ydinlämpötilan muutoksen askelvasteessa. Menetelmä on teoreettisesti todistettu 3D-malliin perustuvalla elementtimenetelmällä. (Huang ym. 2013)



Kuva 3. Poikkileikkauskuva dual-heat-flux -anturista. Musta osuus esittää kudosta, johon anturi on kiinnitetty. Kuva lainattu Huang ym. 2013 artikkelista (Huang ym. 2013)

Huangin ym. 2013 vuonna suorittamassa dual-heat-flux -sensorin suorituskyvyn simuloinnissa havaittiin, että anturin matalampi korkeus ja suurempi säde paransivat anturin suorituskykyä. (Huang ym. 2013)

Anturin kyvykkyyttä mitata ydinlämpöä tutkittiin numeerisella simuloinnilla otsalta ja rintakehältä käyttämällä elementtimenetelmän kiinteää analyysia Huangin ym. tutkimuksessa vuonna 2015. Tulokseksi saatiin, ettei keskeisellä lämmönsäätelyjärjestelmällä ollut juurikaan vaikutusta sekä 34 ja 40 °C välillä mittaussyvyys pysyi stabiilina. (Huang ym. 2015)

#### 4.1.5 Kaksi double-sensoria ja dual-heat-flux -sensori

Dual-heat-flux -anturi ja kaksi double-anturia ovat sulautettuna niskatyynyyn mahdollistaen kehon ydinlämpötilan monitoroinnin kolmessa eri asennossa. Simulointikokeilun avulla määriteltiin K-arvo eri syvyyksillä. Tuloksista selvisi, että kumilevyn ollessa paksumpi K-arvo kasvoi. Seitsemälle koehenkilölle tehdyssä

tutkimuksessa, kehon ydinlämpötilan arvioinnissa eri nukkumisasennoissa, todettiin kaulan alta saatujen lämpötilatulosten vastaavan korvan käytävästä infrapunamittarilla mitattuja tuloksia. Kehon ydinlämpöä monitoroivan niskatyynyn eduksi artikkelissa luettiin se, että niskatyynyn avulla oli mahdollista selvittää potilaan asento. (Sim ym. 2012)

## **4.2 Monitorointi ihon pinnalta**

Imanin ym. tekemän tutkimuksen tarkoituksena oli mitata ihon pinnan lämpötilaa kaulavaltimon yläpuolelta, verrata sitä peräsuolesta mitattuihin lämpötiloihin ja aikaansaada kehon ydinlämpötilasta tarkka arvio käyttämällä mittaustuloksista aikaansaatu kaavaa. Tutkittavat olivat iältään 2-6 -vuotiaita elektiivisiä leikkauspotilaita. Potilaat olivat jaettu mallintamis- ja validointiryhmään. Referenssinä mitattua peräsuolen lämpötilaa monitoroitiin jatkuvasti ja datasta laskettiin 10 minuutin välein keskiarvo. Lämpötila ihoanturilta monitoroitiin 10 minuutin välein. Muuttujille peräsuolen ja kaulavaltimon keskiarvolämpötila sekä ikä ja sukupuoli suoritettua regressiomallintamisessa havaittiin, ettei iän ja sukupuolen kerroin ollut merkittävä. Muuttujien ikä ja sukupuoli jättämällä pois tutkimuksen lopulliseksi malliksi saatiin kaulavaltimon lämpötila\* 0,561 + 16,583 = peräsuolen lämpötila. (Imani ym. 2016)

Tutkimuksen seuraavassa vaiheessa ennustearvo laskettiin perustuen regressiomalliin ja sen jälkeen verrattiin mitattuihin peräsuolen lämpötila-arvoihin. Vertailu ei osoittanut merkittävää eroa (P = 0,361). Peräsuolen ja mallin avulla ennalta arvioitujen arvojen väliseksi korrelaatioksi validointiryhmässä saatiin  $r = 0,788$  (P < 0,0001). (Imani ym. 2016)

Tutkimuksessa todetaan, että kehon lämpötilan mittaaminen ihon pinnalta kaulavaltimon yläpuolelta on yksinkertainen, turvallinen ja tarkka menetelmä lapsilla ja vastasyntyneillä. Esitettyä mallia käyttämällä voidaan arvioida lämpötilaa lähelle kehon ydinlämpötilaa. Tutkimuksessa todettiin, että käytännössä menetelmä voi olla käytettävissä anestesiassa vastasyntyneillä ja lapsilla. (Imani ym. 2016)

Jayn ym. artikkelissa ihon pinnan lämpötilan mittaukseen käytettiin iholle kiinnitettävää lämpötila-anturia. Tavoitteena oli kehittää ja myöhemmin validoida erillinen malli estimoimaan ydinlämpötilaa käyttäen eri kohdista mitattuja ihon lämpötiloja

yksittäisillä korjauskertoimilla. Toissijainen tavoite oli arvioida näiden menetelmien herkkyyttä ja spesifisyyttä hypotermian havaitsemisessa. Tutkittavina olivat 0-36 kuukauden ikäiset elektiiviset leikkauspotilaat. Mittauskohteina olivat kainalo- ja kaulavaltimon yläpuoli sekä vatsan ihon pinta. Referenssimonitorointina tutkimuksessa käytettiin nenänielun lämpötilaa.

Tutkimuksen tulokseksi saatiin, että kaulavaltimon yläpuolelta mitattu ihon lämpötila voi esittää tarkan non-invasiivisen arvion kurkunpään lämpötilasta vauvoilla ja pienillä lapsilla elektiivisessä alavatsan leikkauksessa nukutuksessa käytettäessä kaulavaltimon lämpötilaa pienellä  $+0,52\text{ °C}$  korjauskertoimella. (Jay ym. 2013)

### **4.3 Otsakuumemittari**

Otsakuumemittarin toiminta perustuu infrapunateknologian avulla ohimovaltimon kohdalta mitattavaan lämmönsäteilyyn (Geijer ym. 2015). Kiekkasin ym. kirjoittamassa katsausartikkelissa otsakuumemittarin toimintaperiaate on esitetty seuraavasti: infrapunaskannerit skannaavat ihon lämpötilan otsan ja ohimon alueelta tallentaakseen korkeimman arvon. Ydinlämpötila lasketaan käyttäen patentoitua algoritmia, joka kompensoi ympäristön lämpötilaa. (Kiekkas ym. 2016)

Geijer ym. tekemä katsausartikkeli sisälsi 37 tutkimusta lähdeaineistona. Katsauksen tulokset osoittivat, että TAT (Temporal Artery Thermometer) ei ole riittävän tarkka korvaamaan käytettyjä referenssimenetelmiä kuten peräsuolen, rakon lämpötiloja tai muita invasiivisia menetelmiä. (Geijer ym. 2015)

Kiekkas ym. tekemässä katsausartikkelissa käytiin läpi 20 tutkimuksen tulokset. Katsauksen johtopäätöksenä oli, etteivät näytöt tue sitä, että otsakuumemittarin käytöllä voitaisiin korvata jotain yleisesti käytössä olevista invasiivisista tai non-invasiivisista menetelmistä aikuisilla potilailla. Tämä tulee huomioida erityisesti tehohoidossa ja perioperatiivisessa hoidossa. (Kiekkas ym. 2016)

### **4.4 Mikroaaltoradiometrinen lämpömittari**

Mikroaaltoradiometrisen lämpömittarin kalibrointi tehtiin pään fantomilla. Pään malliin oli rakennettu kallon alle nestekiertojärjestelmä, jonka avulla pystyttiin muuntamaan

kallon sisäistä lämpötilaa. Mittaria kalibroitiin mallinnuksen avulla. Kalibroitua mittaria käytettiin pediatriksen potilaan aivolämpötilan monitorointiin. (Stauffer ym. 2014)

Pään fantomille tehdyssä tutkimuksessa osoitettiin, että mikroaaltoradiometri oli kyvykäs seuraamaan aivojen lämpötilan muutosta pitemmällä aikavälillä. Leikkauksen aikaisessa monitoroinnissa radiometrisesti mitattu aivojen lämpötila poikkesi 1-2 °C peräsuolen lämpötiloista ja kurkunpään lämpötiloista paitsi 2-4 °C hitaamman vasteen ydinlämmön mittareiden malleista.

Artikkelin yhteenvedossa todetaan anturin osoittaneen pitkän aikavälin riittävää herkkyyttä, tarkkuutta ja vakautta kliinisen syvän aivolämpötilan monitorointiin leikkauksen aikana. Kahden tunnin leikkauksen aikana monitorointimenetelmällä oli heikkoa korrelaatiota referenssimenetelmiä kohtaan. (Stauffer ym. 2014)

## 5 Pohdinta

Tämän kirjallisuuskatsauksen tavoitteena oli selvittää kehon ydinlämpötilan monitorointiin soveltuvia non-invasiivisia menetelmiä. Kirjallisuuskatsaukseen valikoitui yhteensä 16 artikkelia, jotka sisälsivät seitsemän erilaista non-invasiivista kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmää. Menetelmiä olivat 3M:n SpotOn, Philipsin NICCT, Drägerin Double-sensor, dual-heat-flux -sensori, niskatyyny, jossa käytössä olivat kaksi double-sensoria ja yksi dual-heat-flux -anturi, korjauskertoimen käyttö ihon pinnalta monitoroitaessa, infrapunatekniikkaan perustuva otsakuumemittari ja mikroaaltoradiometrinen lämpömittari.

Seitsemästä non-invasiivisesta kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmästä neljä menetelmää (SpotOn, NICCT, Double sensor ja dual-heat-flux) perustuivat jo 1970-luvulla kehitettyyn zero-heat-flux -menetelmään. Lisäksi oli niskatyyny, johon oli integroituna kaksi double-sensoria ja dual-heat-flux -sensori. Kahdessa tutkimuksessa menetelmänä oli ihonpinnalle asetetut lämpötila-anturit, joissa korjauskertoimilla muunnettiin ihonpinnan lämpötila ydinlämpötilan arvioksi. Otsakuumemittarin kyvykkyyttä käytiin läpi kahdessa laajassa kirjallisuuskatsauksessa. Mikroaaltoradiometrisen lämpötilamittarin toimintakykyä tutkittiin pään mallin avulla sekä yhdellä pediatriisella leikkauspotilaalla.

Tutkimuksessa käytettyjä referenssimenetelmiä oli yhteensä yhdeksän erilaista menetelmää. Referenssimonitoroinnin kohteina olivat nenänielu, distaalinen ruokatorvi, keuhkovaltimokatetri, peräsuoli, virtsarakko ja kielen alunen. Ainoastaan kolme ensimmäistä on luokiteltu luotettaviksi mittauspisteiksi perioperatiivisessa hoidossa. Simuloinneissa käytettiin referenssinä asetuslämpötilaa.

Käytetyt artikkelit eivät olleet kovin vertailukelpoisia keskenään, johtuen niiden erilaisista tutkimusasetelmista. Lisäksi monitorointimenetelmät vaihtelivat tutkimusten välillä. Kuitenkin yksittäisten tutkimusten myötä oli mahdollista nostaa esille eri menetelmien periaatteita sekä heikkouksia ja vahvuuksia.

ZHF-menetelmään perustuvista ydinlämmön monitorointimenetelmistä markkinoilla on jo 3M:n SpotOn ja Drägerin Double-sensor. SpotOn-anturin heikkoudeksi on määritelty sen tarvitsema erillinen virtalähde johtuen anturissa sijaitsevasta lämmittimestä.

Double-sensorissa ei ole erillistä lämmitintä, sillä siinä ydinlämpötila lasketaan kaavan avulla, joka käyttää kahden lämpötila-anturin antamaa lämpötilaa. Tutkimuksista selvisi, että molempien menetelmien tarkkuus oli jo lähellä 0,5 °C rajaa, joka on määritelty riittäväksi tarkkuudeksi perioperatiivisessa hoidossa.

Philipsin NICCT-anturista löytyi vain yksi tutkimus, missä anturia oli tutkittu ainoastaan fyysisen suorituksen avulla tapahtuvaan kehonydinlämmön nostoon sekä passiivisen palautumisen aiheuttamaan ydinlämmön laskuun. NICCT-anturin tutkimuksessa nousi esille lämpötilan laskemisen yhteydessä peräsuolen lämpötilan muutoksen hidas vaste lämpötilan nopealle laskulle. Tutkimuksen tuloksista voitaisiin päätellä, ettei peräsuolesta mitattu lämpötila soveltuisi perioperatiivisen hoidon ydinlämpötilan monitorointiin, jos tarpeena on monitoroida ja seurata ydinlämpötilan nopeaa laskua.

Dual-heat-flux -anturi esiintyi potilastutkimuksessa ainoastaan niskatyynyyn integroituna. Muut dual-heat-flux -anturin tutkimukset olivat simuloinnin avulla suoritettuja, liittyen anturin kyvykkyyteen ja kehittämiseen. Jotta saataisiin hyvä kokonaiskuva dual-heat-flux -anturista, tulisi siitä olla tutkimuksia myös potilailla sairaalaympäristössä.

Korjauskertoimen käyttö ihonpinnalta lämpötilaa monitoroitaessa ydinlämmön arvioimiseksi osoittautui tutkimuksissa tarkkuudeltaan riittäväksi mittaustulosten asettuessa hyväksymisrajan sisäpuolelle. Molemmissa tutkimuksissa tutkittavina olivat lapsipotilaat. Tutkimuksissa ei ollut mainintaa siitä, että toimisiko tämä menetelmä aikuisilla. Tästä johtuen lisätutkimuksia olisi hyvä tehdä myös aikuisilla potilailla.

Otsakuumemittari todettiin molemmissa kirjallisuuskatsauksissa riittämättömän tarkaksi hoitotoimenpiteen määrittelemiselle ja niiden käyttöä ei suositeltu. Kirjallisuuskatsaukset otsakuumemittarista olivat laajoja ja vuodelta 2016. Niiden pohjalta voidaan ajatella, ettei lisätutkimuksille ole tarvetta ennen kuin laitteita kehitetään eteenpäin.

Mikroaaltoradiometri-lämpömittarin tutkimuksessa tutkittiin sen suorituskykyä pään mallin avulla sekä toimintaa pediatriisella leikkauspotilaalla. Tutkimuksessa selvisi, että monitorointimenetelmä seurasi hyvin lämpötilan nopeaa vaihtelua. Yksittäinen tutkimus

ei kuitenkaan anna riittävää kuvaa laitteen toiminnasta ja soveltuvuudesta perioperatiivisen hoitajakson aikaiseen kehon ydinlämmön monitorointiin. Lisätutkimuksille olisi tarvetta, jotta saataisiin lisää tietoa mikroaaltoradiometrisen lämpömittarin toiminnallisista mahdollisuuksista.

Myös nykyaikainen sairaalaympäristö asettaa uudenlaisia vaatimuksia nykyisin kehitettäville sairaalalaitteille. On hyvin tärkeää, etteivät laitteet häiritse muita laitteita puolin ja toisin. Esimerkiksi tässä tapauksessa lämmityspeitteen käytön ei tulisi häiritä lämpömittarin käyttöä. Ja ihanteellisinta olisi, jos laitteet voisivat toimia synkronoidusti. Osassa tutkimuksissa oli maininta lämpöpeitteen käytöstä monitoroinnin yhteydessä ja tämän ei ollut nähty häiritsevän monitoroinnin tuloksia.



## 6 Yhteenveto

Ydinlämmön non-invasiivisia monitorointimenetelmiä tutkittaessa olisi tärkeä valita monitoroinnille luotettava referenssimenetelmä. Tämä oli puutteena useammassa tutkimuksessa. Tulokset, joita on verrattu riittämättömän tarkkaan referenssimenetelmään, eivät anna luotettavaa tulosta monitorointimenetelmän riittävästä tarkkuudesta perioperatiiviseen hoitoon.

Kehon ydinlämmön monitorointiin olisi hyvä tehdä yhteneväiset suositukset monitoroinnin tarkkuuden, tasaantumisaajan sekä mittausvälin suhteen. Tutkittaessa kehon ydinlämmön monitorointimenetelmiä, olisi tärkeä nostaa esille myös käytettyjen referenssimenetelmien luotettavuus.

Käytössä olevia non-invasiivisia kehon ydinlämpötilan monitorointimenetelmiä olivat 3M:n SpotOn-ydinlämpötilan mittausjärjestelmä ja Drägerin Double-sensori. Tutkimuksissa nousi esille näiden laitteiden riittävä tarkkuus. Lisätutkimuksille olisi kuitenkin tarvetta laitteiden riittävyden arvioimiseksi perioperatiivisen hoidon monitorointiin.

## 7 Lähteet

Brandes IF, Perl T, Bauer M & Bräuer A (2015) Evaluation of a novel noninvasive continuous core temperature measurement system with a zero heat flux sensor using a manikin of the human body. *Biomed Tech (Berl)* 60(1): 1-9.

Eshraghi Y, Nasr V, Parra-Sanchez I, Van Duren A, Botham M, Santoscoy T & Sessler DI (2014) An evaluation of a zero-heat-flux cutaneous thermometer in cardiac surgical patients. *Anesth Analg* 119(3): 543-9.

Geijer H, Udumyan R, Lohse G & Nilsagård Y (2016) Temperature measurements with a temporal scanner: Systematic review and meta-analysis. *BMJ Open*. 6(3).

Gunga HC, Werner A, Stahn A, Steinach M, Schlabs T, Koralewski E, Kunz D, Belavý DL, Felsenberg D, Sattler F & Koch J (2009) The Double Sensor - A non-invasive device to continuously monitor core temperature in humans on earth and in space. *Respir Physiol Neurobiol*. 169(Suppl): 63-8.

Huang M, Chen W, Kitamura K, Nemoto T & Tamura T (2013) Improvement of the dual-heat-flux method for deep body temperature measurement based on a finite element model. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2013: 1202-5.

Huang M, Tamura T, Wenxi Chen, Ono N, Sato T & Kanaya S (2015) Evaluation of a noninvasive deep body thermometer in measurement of specific positions. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2015: 4395-8.

Iden T, Horn EP, Bein B, Böhm R, Beese J & Höcker J (2015) Intraoperative temperature monitoring with zero heat flux technology (3M SpotOn sensor) in comparison with sublingual and nasopharyngeal temperature: An observational study. *Eur J Anaesthesiol* 32(6): 387-91.

Imani F, Karimi Rouzbahani HR, Goudarzi M, Tarrahi MJ & Ebrahim Soltani A (2016) Skin temperature over the carotid artery, an accurate non-invasive estimation of near core temperature. *Anesthesiology and Pain Medicine* 6(1).

Jay O, Molgat-Seon Y, Chou S & Murto K (2013) Skin temperature over the carotid artery provides an accurate noninvasive estimation of core temperature in infants and young children during general anesthesia. *Paediatr Anaesth* 23(12): 1109-16.

Kiekkas P, Stefanopoulos N, Bakalis N, Kefaliakos A & Karanikolas M (2016) Agreement of infrared temporal artery thermometry with other thermometry methods in adults: systematic review. *J Clin Nurs* 25(7-8): 894-905.

Kimberger O, Saager L, Egan C, Sanchez IP, Dizili S, Koch J & Kurz A (2013) The accuracy of a disposable noninvasive core thermometer. *Can J Anaesth* 60(12): 1190-6.

Kimberger O, Thell R, Schuh M, Koch J, Sessler DI & Kurz A (2009) Accuracy and precision of a novel non-invasive core thermometer. *Br J Anaesth* 103(2): 226-31.

Kokki H (2013) Perioperatiivinen lämpötilous. *Finnanest* 46(2): 138-43.

Mäkinen M-T (2015) Zero-heat-flux – noninvasiivinen syvän lämpötilan mittausmenetelmä. *Finnanest* 48(1): 42-5.

Sessler DI (2008) Temperature Monitoring and Perioperative Thermoregulation. *Anesthesiology* 109(2): 318–338.

Sim SY, Joo KM & Park KS (2015) Use of finite element analysis to optimize probe design for double sensor method-based thermometer. *J Therm Biol* 52: 67-74.

Sim SY, Lee WK, Baek HJ & Park KS (2012) A nonintrusive temperature measuring system for estimating deep body temperature in bed. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2012: 3460-3.

Stauffer PR, Snow BW, Rodrigues DB, Salah S, Oliveira TR, Reudink D & Maccarini PF (2014) Non-invasive measurement of brain temperature with microwave radiometry: demonstration in a head phantom and clinical case. *Neuroradiol J* 27(1): 3-12.

Teunissen LP, Klewer J, de Haan A, de Koning JJ & Daanen HA (2011) Non-invasive continuous core temperature measurement by zero heat flux. *Physiol Meas* 32(5): 559-70.

Dräger Medical GmbH (2013) The significance of core temperature – Pathophysiology and measurement methods, <https://www.draeger.com/library/content/t-core-bk-9068132-en-1412-1.pdf>