

TIIVISTELMÄRAPORTTI

Energiatehokkaan ihmiskeholinkin soveltuvuus ihmisen toimintakyky mittauksia varten

Tkt Harri Posti, Oulun Yliopisto/CWC, harri.posti@ee.oulu.fi, +0400-680124;
DI Juha Petäjäjärvi, Oulun Yliopisto/CWC, juha.petajarvi@ee.oulu.fi,

Tiivistelmä: Moduloimalla ihmiskehoon tuotettua sähkökenttää on mahdollista siirtää tietoa langattomasti käyttämällä ihmiskehoa siirtotienä. Menetelmää kutsutaan ihmiskehokommunikoinniksi, jolla on monia hyötyjä verrattuna perinteiseen langattomaan viestintään, joka käyttää ilmaa siirtotienä. Ensiksi, se vähentää liikenteen kuormaa radiokanavilta, jotka ovat tulossa etenemässä määrin ruuhkaisiksi, koska langattomien laitteiden määrä ihmiskehon ympärillä kasvaa nopeasti. Toiseksi, ihmiskehokommunikoinnilla voidaan potentiaalisesti saada aikaan turvallisempi linkki, koska sähkökenttä pysyy ihmisen läheisyydessä, joten sitä on vaikeampi salakuunnella. Kolmanneksi, signaalin vaimennus on monissa tapauksissa pienempi kuin muissa radioteknologioissa, joita tyypillisesti käytetään langattomissa keho-verkko-sovelluksissa. Jotta energiatehokkuutta saadaan parannettua, hankkeessa perehdyttiin herätevastaanottimien hyödyntämiseen ihmiskeholinkissä. Herätevastaanotin jatkuvasti kuuntelee radiokanavaa erittäin vähäisellä virrankulutuksella. Sen tarkoituksena on herättää itse päätelaite vasta, kun se on vastaanottanut käskyn tai tietoa mittaustuloksista. Herätevastaanottimen käyttö voi merkittävästi alentaa virrankulutusta ja näin ollen pidentää ihmiskeho-verkon elinikää. Tässä hankkeessa on kehitetty herätevastaanotin, jonka herkkyys on -63.8 dBm bittivirhe-todennäköisyydellä 10⁻³, ja jonka virrankulutus on 11 µA. Lisäksi esitellään tuloksia liittyen ihmiskehokommunikoinnissa käytettyjen elektrodien sijainnin vaikutuksesta signaalin vaimennukseen.

1. Johdanto

Langattomat keho-verkot ovat olleet aktiivisen tutkimuksen alaisena jo yli vuosikymmenen ja pikkuhiljaa ne ovat kehityksessä konsepteista oikeiksi sovelluksiksi ja tuotteiksi. Jotta tässä onnistuttaisiin, viimeisten vuosien aikana on panostettu merkittävästi energiatehokkuuden parantamiseen. Vaikka virrankulutus koostuu useasta eri lähteestä, kuten esimerkiksi prosessoinnista ja anturilla mittaamisesta, loppujen lopuksi kommunikointi laitteiden välillä on yksi merkittävin virrankuluttaja.

Vuonna 1996 T. G. Zimmerman ja N. Gershenfeld huomasivat, että tietoa voitaisiin siirtää käyttäen ihmiskehoa siirtotienä moduloimalla sähkökenttää [1]. Sen jälkeen tieteellinen yhteisö on julkaissut aiheesta satoja konferenssi- ja lehtiartikkeleita. Myös IEEE 802.15.6-2012 standardi sisältää vaihtoehdon fyysisellä kerroksella ihmiskehokommunikointia varten. Ihmiskehokommunikointi mahdollistaa uusia mielenkiintoisia sovellusmahdollisuuksia: käyntikortit voidaan vaihtaa kätelemä, lukitut ovet voidaan aukaista ilman näyttämättä avainta ja mobiililaitteella otettu kuva voidaan tulostaa vain koskettamalla tulostinta. Sen avulla voi olla myös mahdollista vähentää kommunikoinnin energiankulutusta, koska ihmiskehokommunikointi tapahtuu alemmilla taajuuksilla kuin perinteiset langattomat radioteknologiat, kuten ZigBee ja erittäin laajakaistainen radio (ultra-wideband, UWB).

Lukuisia linkkiohjausprotokollia on ehdotettu ihmiskeho-verkkoihin, jotta energiatehokkuutta saataisiin parannettua. Tyypillisesti laitteet nukkuvat periodisesti linkkiohjausprotokollan mukaisesti, jossa laite kuuntelee hetken kanavaa ja palaavat nukkumaan, mikäli kanavassa

ei ole kyseiselle laitteelle tarkoitettua viestintää. Tällöin laite tuhlaa energiaa hyödyttömään radiokanavan kuunteluun. Kyseiset protokollat ovat tehottomia tapahtumiin perustuvissa sovelluksissa, joissa laitteet kommunikoivat vain, kun mitattu arvo ylittää asetetun rajan ja myös sovelluksissa, joissa verkkoliikenteen kuormitus on alhainen.

Yksi ratkaisu estää energian tuhlausta hyödyttömään radiokanavan kuunteluun on käyttää herätesignaalia, joka voidaan havaita erittäin vähän virtaa kuluttavalla herätevastaanottimella. Kun herätevastaanotin vastaanottaa sille tarkoitetun herätysignaalin, se herättää päätelaitteen mikrokontrollerin. Herätevastaanottimen aktiivinen virrankulutus voi olla jopa alle kymmenen mikroampeeria, mikä mahdollistaa laitteen vuosien toiminta-ajan yksittäisellä kolikkoparistolla. Lisäksi hyödyntämällä herätevastaanotinta varmistetaan alhainen kommunikointiviive, koska kanavaa kuunnellaan jatkuvasti.

2. Tutkimuksen tavoite ja suunnitelma

Perustuen johdannossa esitettyyn taustatietoon, tutkimuksen suunnitelmana oli suorittaa seuraavat tehtävät:

- 1) Tehdä kirjallisuuskatsaus ihmiskehokommunikoinnista,
- 2) mitata signaalin vaimennusta ihmiskehokanavassa,
- 3) toteuttaa ihmiskehokommunikointiin sovelias herätevastaanotin ja siihen tarvittava laiteajuri, ja
- 4) mitata herätevastaanottimen suorituskykyä.

Tutkimuksen tavoite on saada tietoa ihmiskehokommunikoinnin käytettävyydestä yleisesti sekä herätevastaanottimen hyödyntämisestä keho verkkosovelluksissa. Molemmista aiheista on tavoitteena saada uusia ja merkittäviä tuloksia, jotka esitellään kansainvälisissä julkaisuissa.

3. Aineisto ja menetelmät

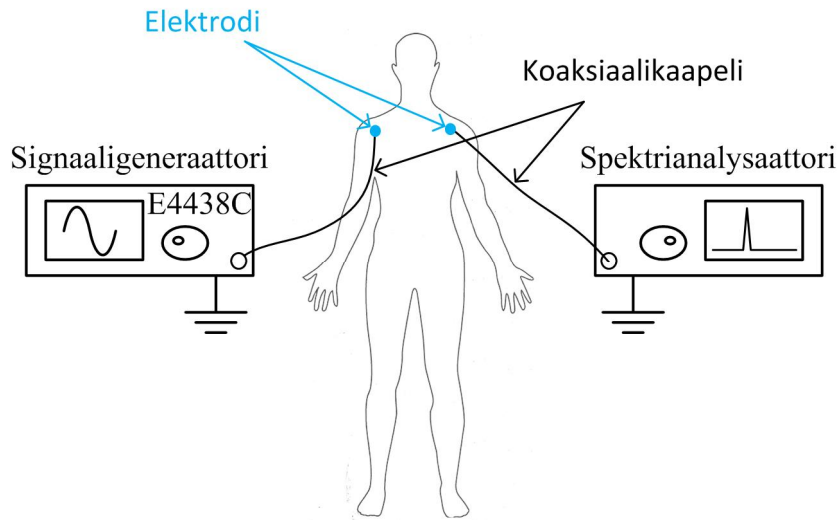
Kirjallisuuskatsauksessa käytettiin uusimpia ja arvostetuissa julkaisufoorumeissa esitettyä tietoa. Suurin osa julkaisuista löytyi IEEE:n Xplore digitaalisen kirjaston avulla. Tutkimuksen muut tulokset tuotettiin suurilta osin kokeellisilla menetelmillä.

3.1 Ihmiskehokommunikointi

Ihmiskehokommunikointilinkin laatu riippuu muun muassa seuraavista tekijöistä: elektrodien materiaali ja koko, operointi taajuus, lähetinvastaanottimen kytkeytyminen kehon kanssa, lähettimen ja vastaanottimen etäisyys, lähetinvastaanottimen maataason koko, kehoon kiinnitettävien elektrodien määrä, impedanssisovitus sekä kehon rakenne, asento ja liike. Eri kokoisia elektrodeja vertailtaessa on huomattu, että resistanssi kasvaa kun elektrodien kokoa pienennetään [2]. Samassa työssä raportoidaan, että eri kaupallisten elektrodien välillä on eroa suorituskyvyssä vaikka ne olisivat tehty samasta materiaalista. Julkaisussa [3] tutkittiin ympäristön vaikutusta kanavan ominaisuuksiin ja huomattiin, että erilaiset tavanomaiset ympäristöt eivät vaikuta kommunikoinnin laatuun. Sähkökentän voimakkuutta mitattaessa 1 MHz:n ja 150 MHz:n välillä, on huomattu, että ihmiskeho alkaa toimia antennina korkeammilla taajuuksilla, mutta eri kehorakenteiden välillä on vaihtelua [4].

Ihmiskehokanavassa tapahtuvaa signaalin vaimennusta mitattiin tässä projektissa Kuvassa 1 esitetyllä tavalla. E4438C signaaligeneraattoria käytettiin lähettimenä ja spektrianalysointia vastaanottimena, ja molemmat laitteet maadoitettiin. Käytetyt elektrodit olivat kaupallisia ja ne ovat valmistettu hopea-hopeakloridista. Elektrodit kytkettiin

lähettimeen ja vastaanottimeen koaksiaalikaapeleiden avulla.



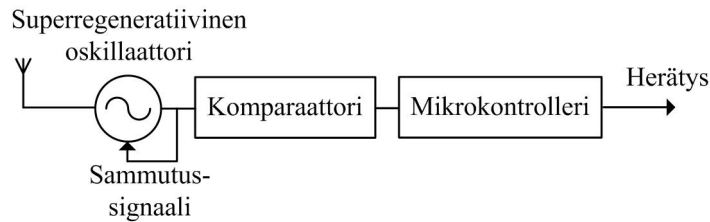
Kuva 1. Mittausjärjestely signaalin vaimennus mittauksia varten.

3.2 Superregeneratiivinen herätevastaanotin

Projektissa suunniteltu herätevastaanotin perustuu superregeneratiiviseen vastaanotin arkkitehtuuriin, jonka ytimessä on superregeneratiivinen oskillaattori. Sen toimintaperiaate on keksitty jo vuonna 1922 [5], joka on seuraavanlainen. Oskillaattoria kytketään periodisesti vakaan ja epävakaan tilan välillä erityisellä sammutussignaalilla. Kun oskillaattori on tilassa, jossa se voi alkaa oskilloida, se ottaa signaalinäytteen elektrodilta/antennilta. Oskillaattorin käynnistysaika riippuu vastaanotetun signaalin voimakkuudesta ja taajuudesta. Jos signaalia ei ole havaittavissa, lämpökohina riittää oskillaatioiden käynnistykseen. Näin ollen, mittaamalla oskillaattorin lähtöaika pystytään demoduloimaan esimerkiksi amplitudimoduloitu signaali.

Vastaanottimen lohkokaavio on esitetty Kuvassa 2. Vastaanotin koostuu elektrodista/antennista, superregeneratiivisesta oskillaattorista sisältäen itsesammutus piirin, komparaattorista ja mikrokontrollerista. Oskillaattoria käytetään pulssinleveysmoduloidun herätesignaalin havainnoimiseen ja vahvistamiseen. Komparaattori kääntää sahalaitaisen sammutussignaalin suorakaideaalloksi, eli se kääntää signaalin digitaaliseen muotoon ja nostaa jännitetasoa mikrokontrollerille sopivaksi. Käyttöjännite on 1.8 V ja herätesignaali lähetetään 28 MHz taajuudella, joka on sopiva ihmiskehokommunkointiin. Mikrokontrolleri jota käytetään tässä työssä on Texas Instrumentsin MSP430G2413 johtuen alle mikroampeerin kulutuksesta pienen tehon tilassa.

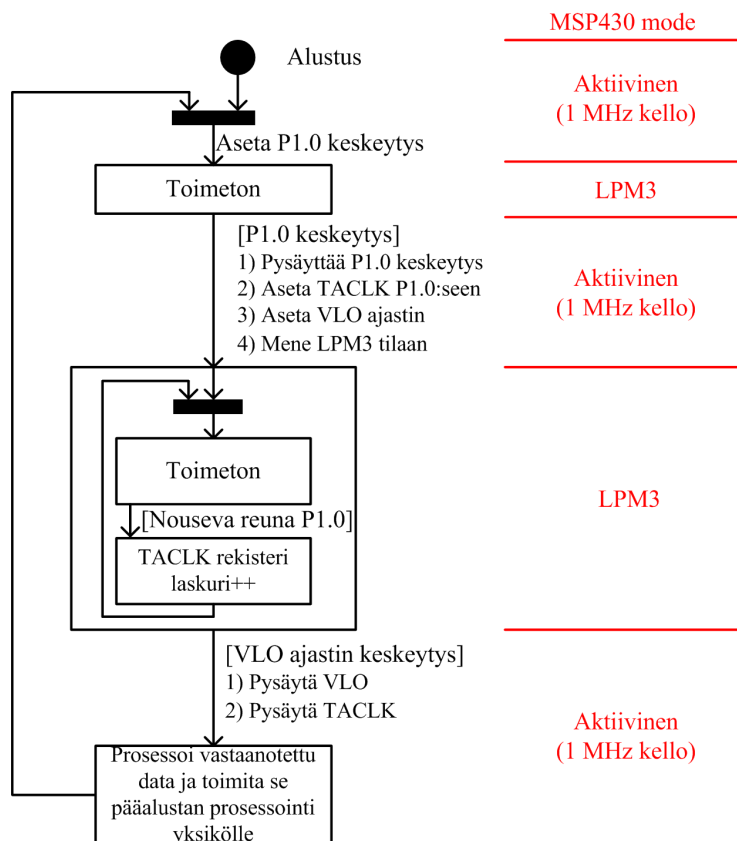
Jotta oskillaattori alkaisi oskilloida, siihen pitää syöttää enemmän virtaa kuin niin sanottu kriittinen virta, joka määräytyy muun muassa käytettävien komponenttien mukaan. Tässä projektissa kehitetyssä vastaanottimeessa bias-virta asetetaan tarkoituksella kriittisen virran alapuolelle. Näin ollen oskillaattori alkaa oskilloida vain jos oskillaattori havaitsee kantoaallon oikealla taajuudella. Kun estetään oskillointi ilman kantoaallon vastaanottoa, virrankulutus pienenee.



Kuva 2. Herätevastaanottimen lohkoavaio.

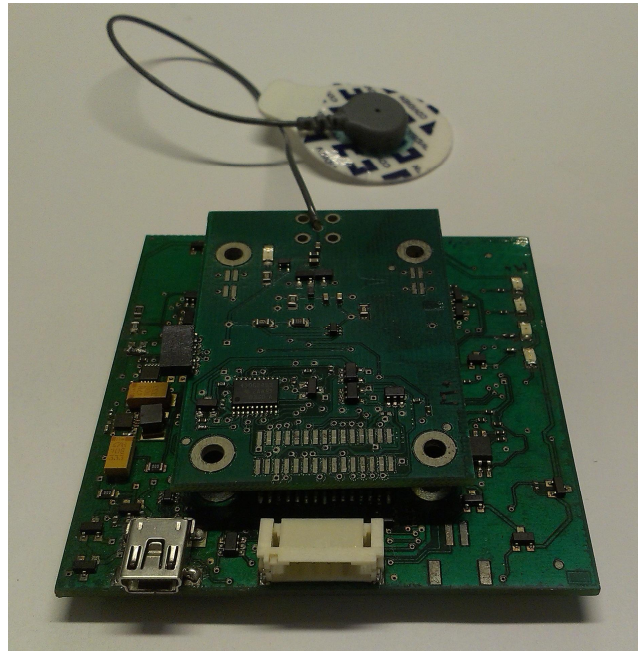
Yksi tärkeimmistä prioriteeteista suunnitellessa digitaalilogiikkaa herätevastaanotin tarkoituksiin on tehonkulutuksen minimointi. Tämä periaatteessa tarkoittaa sitä, että aktiivista tilaa pitäisi välttää niin paljon kuin mahdollista. Mikrokontrollerin operointi algoritmi on esitetty Kuvassa 3. Alustusvaiheessa, kaikki tarvittavat kellot ja ajastimet ovat konfiguroitu niin, että ne saadaan käyttöön minimaalisin ohjeiden avulla. Alustuksen jälkeen, keskeytys asetetaan nousevalle reunalle pinniin 1.0 (muuta pinnejä voidaan käyttää myös). Sitten mikrokontrolleri asetetaan vähätehoiseen tilaan (low-power mode 3, LPM3), jossa tehonkulutus on alle mikrowatin [6]. Jos herätesignaaleja ei lähetetä usein, vastaanotin viettää suurimman osan ajasta tässä tilassa.

Kun kantaalto havaitaan, suorakaidepulssi laukaisee keskeytyksen pinnissä 1.0. Tämän seurauksena kaksi kelloa aktivoidaan: timerA clock (TACLK) ja sisäinen erittäin vähän tehoa kuluttavan matala-taajuisen oskillaattorin (very-low-power low-frequency oscillator, VLO). TACLK laskuri kasvaa aina kun nouseva reuna havaitaan pinnissä 1.0, ja VLO ajastin keskeyttää määritetyn ajan jälkeen. TACLK laskurin laskema määrä nousevia reunoja näyttää kuinka kauan kantaaltoa vastaanotettiin. Näin ollen, eri pituisia lähetyspituuksia voidaan käyttää eri viestien toimittamiseen.



Kuva 3. Algoritmi MSP430 mikrokontrollerille.

Projektissa toteutettiin suunniteltu superregeneratiivinen herätevastaanotin, joka soveltuu ihmiskehokommunikointiin. Prototyypivastaanotin on esitetty Kuvassa 4 (ylempi kerros). Herätevastaanotin myös integroitiin Centre for Wireless Communications (CWC) -tutkimusyksikössä kehitettyyn modulaariseen anturiverkkoalustaan (alempi kerros) [7]. Piirilevy suunniteltiin EAGLE ohjelmistolla. Prototyypin piirilevy teetätettiin Oulun Yliopiston työpajassa ja komponentit asennettiin manuaalisesti.



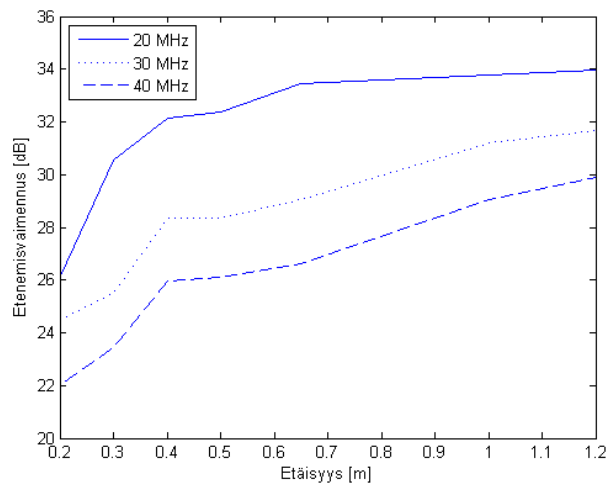
Kuva 4. Herätevastaanotin prototyyppi integroituna anturiverkkoalustaan.

4. Tulokset ja pohdinta

Tutkimuksen tärkeimmät tulokset ovat tieto tutkimusaiheen kansainvälisestä nykytilasta, tulokset elektrodien sijainnin merkityksestä signaalinvaimennukseen ihmiskehokommunikoinnissa sekä ehdotettu uusi herätevastaanotin joka kuluttaa vähemmän virtaa kuin tähän mennessä ehdotetut ihmiskehokommunikointiin soveltuvat herätevastaanottimet.

4.1 Ihmiskehokommunikointikanava

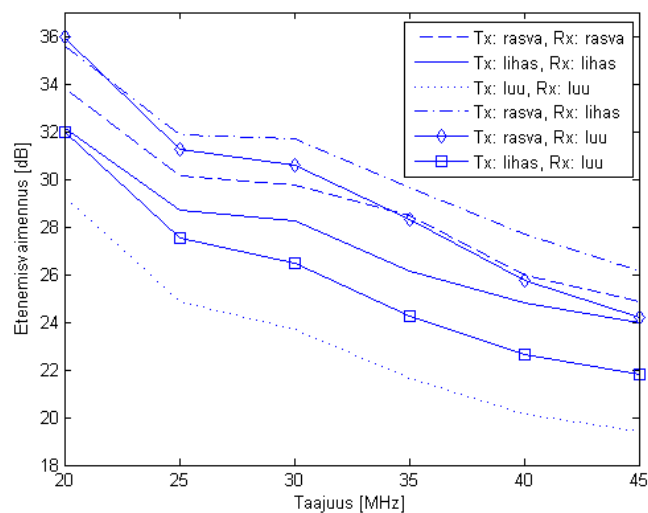
Signaalin etenemisvaimennusta mitattiin eri etäisyyksillä kolmella eri taajuudella Kuvan 1 mukaisella järjestelyllä. Etenemisvaimennus on esitetty Kuvassa 5. Signaali kokee merkittäviä häviötä kytkeytyessä kehoon, mutta häviöt kasvavat loivemmin etäisyyden kasvaessa.



Kuva 5. Etenemisvaimennus eri taajuuksilla ja eri etäisyyksillä.

Ihmiskeho koostuu erilaisista kudoksista ja jokaisella kudoksella on ainutlaatuiset dielektriset ominaisuudet, jotka ovat saatavilla eri taajuuksilla laajasti käytetystä tietokannasta [8]. Tietokanta perustuu mittaustuloksiin jotka on julkaistu vuonna 1996 [9].

Kun ihmiskehoon johdetaan signaalia, esimerkiksi elektrodin kautta, muodostuu sähkökenttä ihmiskehon ympärille olettaen, että yhteys maahan on olemassa. Sähkökentän voimakkuus riippuu muun muuassa kudoksen suhteellisesta permittiivisyydestä. Vaikka monessa ihmiskeholinkki sovelluksessa käytetään elektrodeja, jotka ovat kiinnitetty ihoon, tutkimme onko kudoksella ihon alla vaikutusta signaalin etenemisvaimennukseen. Kudostyypeistä valittiin tutkittavaksi lihas, rasva ja luu. Elektrodien etäisyys pidettiin 20 senttimetrissä ja jatkuvan aallon taajuutta muutettiin 20 MHz ja 45 MHz:n välillä. Mittaustulokset on esitetty Kuvassa 6. Kuten voidaan huomata, sijainnilla on huomattavaa merkitystä signaalin voimakkuuteen. Esimerkiksi, kun sekä lähetin- että vastaanottelektrodi on kiinnitetty kuivaan ihoon jonka alla on pääosin rasvaa, etenemisvaimennus on 4-5 desibeliä suurempi kuin tapauksessa jossa molemmat elektrodit ovat luun päällä.

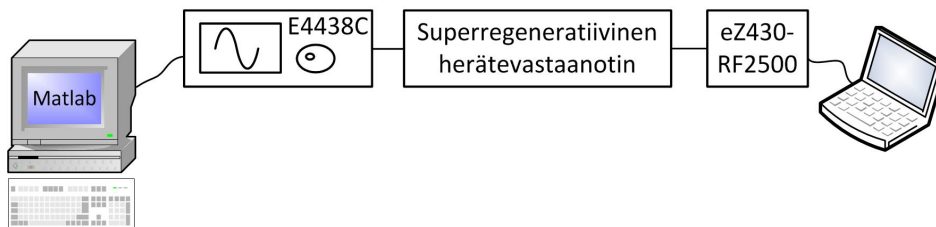


Kuva 6. Eri kudostyyppien vaikutus etenemisvaimennukseen.

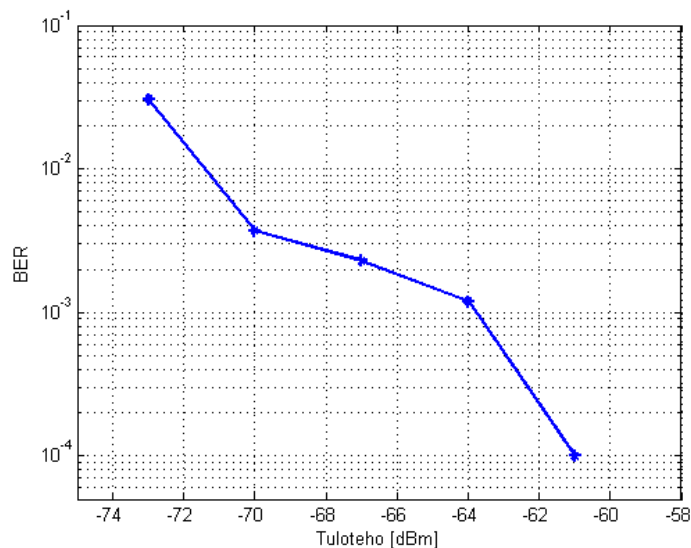
4.2 Herätevastaanottimen suorituskyky

Kaksi tärkeintä suorituskykymittari herätevastaanottimille ovat virrankulutus ja herkkyys. Ehdotetun vastaanottimen herkkyys on mitattu Kuvan 7 mukaisella mittausjärjestelyllä. Herätesignaali generoitiin Agilentin E4438C vektorisignaali generaattorilla jota ohjattiin Matlab komentosarjakoodin avulla. Signaaligeneraattori kytkettiin herätevastaanottimeen koaksiaalikaapelin avulla. Herätevastaanottimen vastaanottamat bitit talletettiin Texas Instrumentsin eZ430-RF2500 ja näytettiin kannettavalla tietokoneella. Kuva 8 esittää bittivirheiden määrän (bit error rate, BER) eri tehotasoilla. Herkkyys BER arvolla 10^{-3} on -63.8 dBm.

Tehonkulutus mitattiin Keysightin N6705B DC tehoanalysointilaiteella, joka sisälsi N6781A moduulin. Mitattu keskimääräinen tehonkulutus kun vastaanotin odottaa herätesignaalia on $20 \mu\text{W}$ 1.8 V käyttöjännitteellä. Keskimääräinen tehonkulutus nousee $3 \mu\text{W}$ kun vastaanotin vastaanottaa herätesignaalia.



Kuva 7. Mittausjärjestely vastaanottimen herkkyyden mittaamista varten.



Kuva 8. Bittivirheiden määrä eri tulotehoilla.

5. Loppupäätelmät

Ihmiskehokommunikointi on kiinnostava vaihtoehto ihmiskehoverkkosovelluksiin missä nykyisin langattomaan kommunikointiin käytetään teknologioita kuten ZigBee, Bluetooth ja UWB. Ihmiskehokommunikoinnilla on kolme merkittävää etua. Ensin, kun langattomien laitteiden määrä ihmiskehon ympärillä kasvaa, radiokanavat ruuhkautuvat. Näin ollen,

ihmiskehokommunikointi mahdollistaa liikenteen vähenemisen ilmaa käyttäviltä radiokanavilta. Toiseksi, ihmiskehokommunikointi on turvallisempaa sillä muodostuva sähkökenttä pysyy ihmiskehon lähetyvillä, joten sitä on vaikeampi salakuunnella. Kolmanneksi, ihmiskehokommunikointi kärsii useimmissa tapauksissa pienemmästä signaalinvaimennuksesta, joten pienempää lähetystehoa voidaan käyttää joka johtaa energia säästöihin.

Yksi ihmiskehokommunikoinnin haasteista tällä hetkellä on lähetinvastaanottimen kytkeytyminen ihmiskehon kanssa. Tyypillisesti siihen käytetään elektrodeja ja tietynlaista geeliä. Vaikka kytkeytyminen on aluksi hyvä, ajan kuluessa muun muassa hikoilu ja liikkuminen pikkuhiljaa löyhentävät kiinnittymistä jolloin suorituskyky voi tippua. Joka tapauksessa, parempia kiinnitysmenetelmiä on odotettavissa kun ihmiskehokommunikointi teknologia tulee kypsemmäksi. On myös hyvä huomata, että monissa sovelluksissa elektrodi ei tarvitse kiinnittää suoraan ihoon jolloin ongelma ei ole merkityksellinen.

Tässä projektissa on lisäksi ehdotettu herätevastaanotinta, joka kuluttaa vähemmän tehoa kuin tämänhetkistä huipputasoa edustavat ihmiskehokommunikointiin tarkoitetut vastaanottimet ja se myös saavuttaa paremman herkkyyden. Aiemmat tutkimusjulkaisut ovat osoittaneet, että herätevastaanottimen käyttö parantaa energiatehokkuutta verrattuna linkkiohjausprotokollisiin, joissa laitteet kuuntelevat hetken kanavaa ja palaavat nukkumaan, mikäli kanavassa ei ole kyseiselle laitteelle tarkoitettua viestintää.

Tutkimusta ihmiskehokommunikoinnista sekä herätevastaanottimista tullaan jatkamaan myös tämän projektin loputtua. Molemmista aihepiireistä on potentiaalia tuottaa kaupallisia tuotteita kasvavissa määrin lähitulevaisuudessa.

6. Tutkimuksen tuottamat tieteelliset julkaisut

- 1) Juha Petäjäjärvi, Konstantin Mikhaylov, Risto Vuotoniemi, Heikki Karvonen, Jari Iinatti, "On the Human Body Communications: Wake-up Receiver Design and Channel Characterization", EURASIP Journal on Wireless Communications and Networking, pp. 1 – 17, 2016. DOI: 10.1186/s13638-016-0674-5

Lehtiartikkeli sisältää kolme merkittävää kontribuutiota. Ensiksi artikkelissa käydään läpi ihmiskehokommunikoinnin hyviä ja huonoja puolia sekä vertaillaan sitä olemassa oleviin radioteknologioihin joita usein käytetään ihmiskehoverkko sovelluksissa. Toiseksi, artikkelissa esitetään uusia mittaustuloksia liittyen elektrodin sijainnin vaikutuksesta etenemisvaimennukseen. Kolmanneksi, artikkelissa ehdotetaan uutta herätevastaanotin rakennetta.

- 2) Juha Petäjäjärvi, Konstantin Mikhaylov, Heikki Karvonen, Risto Vuotoniemi, Jari Iinatti, "Superregenerative Wake-up Receiver with 20 μ W Power Consumption for Human Body Communications", New Technologies, Mobility and Security, Larnaca, Kypros, 21 – 23 marraskuu, 2016.

Konferenssiartikkelissa ehdotetaan uutta herätevastaanotin rakennetta joka perustuu superregeneratiiviseen vastaanotin arkkitehtuurin. Artikkelissa kuvataan yksityiskohtaisesti vastaanottimen periaate ja esitetään tulokset sen suorituskyvystä.

Viitteet

- [1] T. G. Zimmerman: Personal area networks: near-field intrabody communication. IBM systems journal, vol. 35, no. 3&4, 1996.
- [2] M. S. Wegmueller, M. Oberle, N. Felber and W. Fichtner: Signal transmission by galvanic coupling through the human body. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurements, vol. 59, no. 4, 2010.
- [3] Z. Lucev, I. Krois, M. Cifrek: A capacitive intrabody communication channel from 100 kHz to 100 MHz. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurements, vol. 61, no. 12, pp. 3280 – 3289, 2012.
- [4] R. Xu, H. Zhu and J. Yuan: Electric-field intrabody communication channel modeling with finite-element method. IEEE transactions on biomedical engineering, vol. 58, no. 3, pp. 705 – 712, 2011.
- [5] E. H. Armstrong: Some recent developments of regenerative circuits. Institute of Radio Engineers, vol. 10, pp. 244 – 260, 1922.
- [6] Texas Instruments: MSP430G2x13 – Mixed signal microcontroller.
- [7] K. Mikhaylov, J. Petäjäjärvi, M. Mäkeläinen, A. Paatelma and T. Hänninen: Demo - Modular Multi-radio Wireless Sensor Platform for IoT Trials with Plug&Play Module Connection. International Conference on Mobile Computing Networking (MobiCom), pp. 188 – 189, 2015.
- [8] D. Andreuccetti, R. Fossi and C. Petrucci: An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz – 100 GHz. IFAC-CNR, Florence, Italy, 1997. URL: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/>
- [9] C. Gabriel: Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies. Occupational and environmental health directorate, Radiofrequency Radiation Division, Brooks Air Force Base, Texas, USA, 1996.