



**UNIVERSITY
OF OULU**

TIETO- JA SÄHKÖTEKNIIKAN TIEDEKUNTA

Niko Heikkilä

**Anturidatan analyysi unen vaikutuksista ja vaikutuksista
uneen**

Kandidaatintyö
Tietotekniikan tutkinto-ohjelma
Toukokuu 2022

Heikkilä N. (2022) Anturidatan analyysi unen vaikutuksista ja vaikutuksista uneen. Oulun yliopisto, tietotekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 27 s.

TIIVISTELMÄ

Tässä kandidaatintyössä perehdytään lifelog-antureihin, erityisesti puettaviin laitteisiin ja niillä mitattaviin suureisiin. Lisäksi analysoidaan anturidataa unen vaikutuksista mielialaan, aktiivisuuteen sekä seuraan ja näiden vaikutuksista uneen.

Puettavat laitteet mahdollistavat ihmisten elintapojen seurannan, mikä auttaa ihmisiä parantamaan elintapojaan. Älykellot, -rannekkeet ja muut puettavat laitteet ovat kasvattaneet suosiotaan ja parantunut tekniikka mahdollistaa yhä tarkemmat mittaukset. Tutkimuskäytössä puettava laite on helppo tapa seurata koehenkilöä hänen normaalissa elämässään. Laajempi ja parempi seuranta auttaa myös sairauksien tutkimisessa ja havaitsemisessa.

Työn alussa kirjallisuuskatsauksessa perehdytään lifelog-antureihin ja niiden käyttöön tutkimuksessa. Käydään läpi, millä antureilla mitataan eri suureita ja miten anturit toimivat.

Toisessa osassa analysoidaan laajaa lifelog-antureilla kerättyä tietoaaineistoa. Tutkitaan erityisesti unen vaikutusta seuraavan päivän mielialaan, aktiivisuuteen ja seuraan. Löydettiin positiivista korrelaatiota mielialan positiivisuuden ja unen välillä. Negatiivista korrelaatiota löydettiin yksin ja vähintään kahden ihmisen seurassa vietetyn ajan ja unen välillä.

Tutkittiin myös mielialan, aktiivisuuden ja seuran vaikutusta seuraavan yön uneen. Positiivista korrelaatiota unen kanssa löytyi mielialan positiivisuuden ja aktiivisuuden välillä sekä negatiivista korrelaatiota unen ja yksin vietetyn ajan välillä.

Avainsanat: anturit, anturidata, data-analyysi, lifelog, unidata

Heikkilä N. (2022) Analysis of sensor data on the effects of sleep and effects on sleep. University of Oulu, Degree Programme in Computer Science and Engineering. Bachelor's Thesis, 27 p.

ABSTRACT

This bachelor's thesis focuses on lifelog sensors, especially on wearable devices and qualities measured on them. Additionally, sensor data is analyzed on the effects of sleep on mood, activity and company, and their effects on sleep.

Wearable devices allow people to follow their lifestyles which helps people improve their lifestyles. Smartwatches, wristbands, and other wearable devices have grown in popularity and improved technology allows for increasingly accurate measurements. In research use, the wearable device is an easy way to track a subject in his or her normal life. Wider and better tracking will also help in the investigation and detection of different diseases.

At the beginning of the thesis, the literature review introduces lifelog sensors and their use in research. It is explained, which sensors are used to measure different quantities and how the sensors work.

The second part focuses on analyzing a large dataset collected using lifelog sensors. In particular, the effect of sleep on the mood, activity, and company during the next day is studied. Positive correlation was found between positivity of the mood and sleep. Negative correlations were found between time spent alone and with more than two people, and sleep.

The effect of mood, activity, and company on the next night's sleep was also studied. Positive correlations between sleep, and positivity of the mood and activity were found. A negative correlation was found between sleep and time spent alone.

Key words: sensors, sensor data, data analysis, lifelog, sleep data

SISÄLLYSLUETTELO

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT	3
SISÄLLYSLUETTELO	4
ALKULAUSE	5
LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET	6
1. JOHDANTO.....	7
2. LIFELOG ANTURIT JA LAITTEET	8
2.1. Unianturit.....	8
2.1.1. Unitunnistus puettavilla laitteilla	8
2.1.2. Unitunnistus ympäristöön asetettavilla laitteilla	9
2.2. Sykkeenmittaus	10
2.3. Mielialan mittaus	10
2.4. Lämpötila-anturit.....	11
2.5. Liikeanturit	12
3. TIETOAINEISTO	13
3.1. Datan keräys	13
3.2. Anturit ja seuratut suureet	13
4. TIETOAINEISTON ANALYSOINTI.....	15
4.1. Datan käsittely	15
4.2. Analysointitavat.....	15
4.3. Unidatan käsittely.....	15
4.4. Unen vaikutukset.....	17
4.4.1. Vaikutus mielialaan.....	17
4.4.2. Vaikutus aktiivisuuteen	17
4.5. Vaikutus seuraan	19
4.6. Uneen vaikuttavat tekijät.....	20
4.7. Mahdolliset virheenaiheuttajat	22
4.8. Tulosten pohdinta	23
5. YHTEENVETO	24
6. LÄHTEET	25

ALKULAUSE

Haluan kiittää ohjaajaa Pekka Siirtolaa palautteesta, neuvoista ja avusta aiheen valinnassa.

Oulu, toukokuu 27. 2022

Niko Heikkilä

LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

BCG	ballistokardiografia
EDA	elektrodermaalinen aktiivisuus
EKG	elektrokardiografia
GPS	global positioning system
MEMS	micro-electro-mechanical system
PPG	fotoplethysmografia
PSG	polysomnografia
REM	rapid eye movement
USB	universal serial bus

1. JOHDANTO

Ihmisten terveyden seuranta ja erilaisten mittauksien tekeminen on perinteisesti ollut mahdollista vain lääketieteellisillä laitteilla terveyspalveluissa. Ihmisten arkipäiväisiä toimia ei ole ollut mahdollista seurata. Ihmisten on itse pitänyt seurata ja pitää huolta omista elämäntavoistaan. Unenseuranta on ollut mahdollista vain laboratorio-oloissa. Askelmittareita ja laitteita urheilun seurantaan on ollut olemassa pidempään.

Nykyään älypuhelimella on mahdollista seurata askelmääriä ja unta sekä GPS mahdollistaa juoksumatkan tallentamisen. Älyrannekkeella on mahdollista seurata sykettä ja veren happipitoisuutta harjoituksen aikana. Päivällä voidaan mitata stressitasoa ja ranneke voi antaa hengitysohjeita stressin noustessa. Yöllä unta voidaan seurata analysoimalla käden liikkeitä ja tunnistaa unen eri vaiheita. Tarkempaan seurantaan on olemassa sänkyyn asennettavia laitteita. Tällaiset jatkuvasti toimivat seurantalaitteet auttavat parantamaan elämäntapoja ja voivat jopa auttaa ennakoimaan ja ehkäisemään sairauksia.

Puettavat laitteet ja anturit luovat uusia mahdollisuuksia ja ratkaisevat ongelmia. Esimerkiksi vanhusten seurantaan voidaan käyttää rannekkeita, joilla voidaan seurata heidän vointiaan etänä ja havaita esimerkiksi kaatumiset. Tutkimuskäytössä voidaan helposti kerätä koehenkilöiltä runsas määrä dataa.

Tässä kandidaatintyössä esitellään seuraavaksi yleisemmät puettavat laitteet ja niissä käytetyt anturit. Tämän jälkeen esitellään käytetty suuri julkinen tietoaaineisto. Kolmannessa osassa tutkitaan ja analysoidaan edellisessä osiossa esiteltyä dataa. Lopuksi annetaan yhteenveto aiheesta.

2. LIFELOG ANTURIT JA LAITTEET

Tekniikka mahdollistaa nykyään pienten puettavien laitteiden valmistamisen. Ne voivat olla esimerkiksi rannekeita, kelloja, sormuksia tai vaatteita, jotka sisältävät älykästä tekniikkaa ja antureita eri asioiden mittaamiseen. Nämä laitteet mahdollistavat ihmisten elämäntapojen seurannan. Puettavien laitteiden käyttö on suosittua myös tutkimuksissa helpon ja monipuolisen seurannan vuoksi. Laitteella on mahdollista kerätä monipuolista tietoa vuorokauden ympäri käyttäjästä.

Tässä osiossa käydään läpi miten eri perusarjen asioita voidaan mitata erilaisilla antureilla. Aluksi käydään läpi unianturit ja niiden toimintaperiaate. Myöhemmin kerrotaan yleisimmistä puettavista laitteista löytyvistä antureista.

2.1. Unianturit

Unentunnistuksen tavoitteena on tunnistaa unen alku- ja loppuajat sekä unen kesto. Näiden lisäksi unen eri vaiheiden tunnistaminen ja mahdollisten keskeytyksien tunnistaminen on kiinnostavaa [1]. Lääketieteessä potilaiden seuranta unen aikana auttaa selvittämään uniongelmiä. Polysomnografia (PSG) on lääketieteessä käytetty metodi unen ja sen vaiheiden seurantaan. Se on kuitenkin kallis, monimutkainen ja pitää suorittaa laboratorio-oloissa. Siinä käytettyjä antureita voidaan kuitenkin hyödyntää puettavissa laitteissa.

Puettavat tai ympäristöön sijoitettavat anturit mahdollistavat potilaiden unen seurauksen normaaleissa kotioiloissa. Unen seuranta on myös hyödyllistä tutkimuskäytössä ja siitä on tullut suosittua kuluttajille. Monet nykyajan älylaitteet pystyvät ainakin yksinkertaiseen unen seurantaan ja parhaimmat seuraavat heräämisiä, unen vaiheita, kuorsaamista ja hengittämistä unen aikana.

2.1.1. Unitunnistus puettavilla laitteilla

Yksi yleisimmistä tavoista tunnistaa ja mitata unta on kiihtyvyyssanturin avulla. Anturi sijaitsee yleensä ranteessa ja mittaa käden liikettä [2]. Ideana on havaita jaksoja, jolloin ranne on paikallaan, jolloin ne voidaan tulkita uneksi. Tällaiset aktigrafiaan perustuvat menetelmät ovat olleet käytössä paljon tutkimuksissa ja lääketieteessä esimerkiksi uniongelmiä diagnosoimiseen.

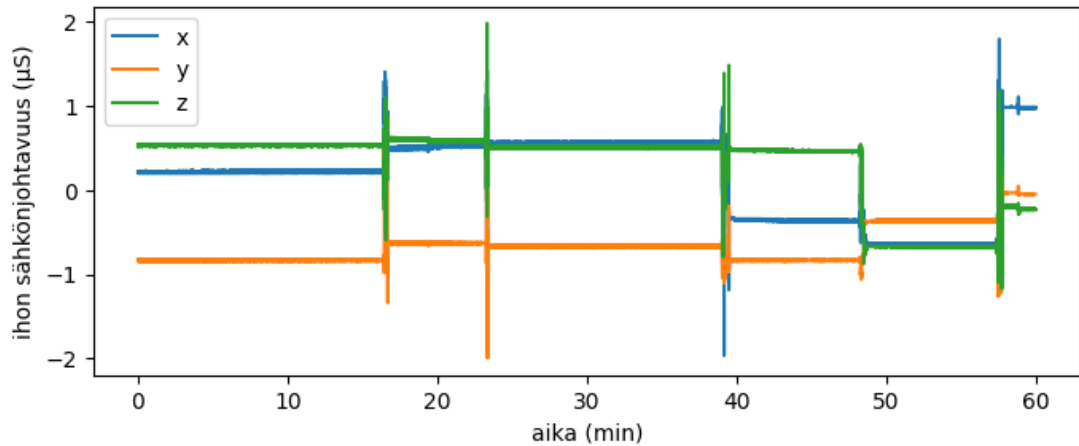
Pelkillä ranteen liikettä seuraavilla antureilla on kuitenkin ongelmia unen ja hereilläolon luokittelun tarkkuuden kanssa [2]. Henkilö voi olla hereillä ja olla liikuttamatta kättään, mikä voidaan helposti tulkita uneksi. Lisäksi epätarkkuus on suurempi henkilöillä, joilla esiintyy uniongelmiä [2]. Aktigrafialla voidaan kuitenkin seurata unta henkilön normaaleissa olosuhteissa [3].

Eri unen vaiheiden tunnistaminen kiihtyvyyssanturilla on vaikeaa. Unen vaiheiden luokittelua voidaan parantaa muilla antureilla. Sykeantureilta saatavaa tietoa sykkeen vaihtelusta ja hengitystiheydestä, voidaan käyttää apuna unen vaiheiden tunnistuksessa [1]. Tutkimuksessa [4] saatiin myös hyviä tuloksia EDA- ja lämpötila-anturin avulla unien vaiheiden tunnistukseen.

Koneoppimisella voidaan parantaa unen tunnistusta ja eri vaiheiden luokittelua. Polysomnografiaan vertailemalla on luotu koneoppimismalleja, jotka suorittavat luokittelua. Artikkelissa [5] vertailtiin ja luotiin koneoppimismalleja, joilla luokiteltiin unta ja hereilläoloa käyttämällä liikeantureita. Artikkelissa [6] on käytetty

PPG-sykeanturilta kerättyä tietoa sydämen lyöntitiheyden vaihtelusta ja liiketietoa kiihtyvyyssanturilta luokittelemaan unta myös eri vaiheisiin. Tutkimuksissa on saatu lupaavia tuloksia unen luokittelusta.

Epätarkkuuden takia puettaviin kiihtyvyyssantureihin perustuvaa unen seuranta ei käytetä paljoa ainoana unen mittarina lääketieteellisissä kokeissa [2]. Kuluttajalle suunnatuissa tuotteissa kuten rannekeissa ja sormuksissa tekniikka on kuitenkin suosittua.



Kuva 1. Esimerkkikuva kiihtyvyyssanturien datasta unen aikana. Kuvaajissa nähdään paljon tasaisia jaksoja, jolloin ei tapahdu käsien liikkeitä.

2.1.2. Unitunnistus ympäristöön asetettavilla laitteilla

Vaikka ranteen liikkeen seuranta unentunnistukseen on tutkittu paljon, on olemassa myös paljon laitteita, joita asetetaan ympäristöön esimerkiksi patjan alle. Tällaisilla laitteilla voidaan mitata paremmin esimerkiksi hengitystiheyttä eikä olla rajoittuneita vain ranteen liikkeisiin vaan koko kehon liikkeitä voidaan tunnistaa. Myös sydämen sykkeen seuranta on mahdollista näillä laitteilla ballistokardiografian (engl. ballistocardiography) avulla. BCG-anturit voivat olla esimerkiksi paineantureita, jotka reagoivat suurempiin kehon liikkeisiin tai pienempiin hengityksen ja sydämen lyönnin aiheuttamaan värinäen [7]. Hengityksen ja sykkeen seuranta mahdollistaa paremman unen tyypin luokittelun [2].

Kehon liikkeitä ja hengitystä voidaan havaita myös sängyn ympäristöön asetettavilla tutkalla. Tutkaa käyttämällä saadaan tietoa henkilön liikkeistä, joista voidaan havaita henkilön kehon liikkeitä, sekä laskea syketiheyttä ja hengitystä etänä [8]. Artikkelissa [9] käytettiin sängyn viereen asetettua tutkaa ja koneoppimista tunnistamaan unen vaiheita. Tekniikkaa vertailtiin polysomnografiaan ja saatiin tarkkoja tuloksia nuorilla aikuisilla [9].

Mikrofonin käyttö unen tunnistuksessa on myös mahdollista. Yöpöydälle asetettavalla matkapuhelimella voi helposti kuunnella tapatumia unen aikana. Audiosignaalista voi päätellä tietoa kuorsaamisesta, hengityksestä ja liikkeistä [1]. Artikkelissa [10] esitellään tapa tunnistaa unen vaiheita ympäristöön asetetuilla mikrofoneilla ja koneoppimisella.

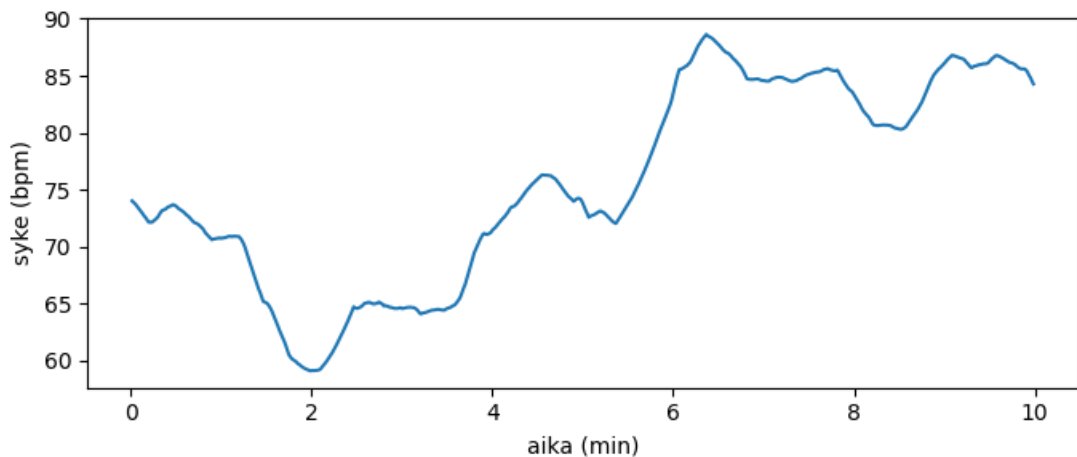
2.2. Sykkeenmittaus

Sykkeenmittaus on yksi yleisimmistä mittauksista, mitä voi tehdä rannekeilla. Sykkeenmittaus on hyödyllistä esimerkiksi urheiluaktiviteetin aikana. Rannekkeissa käytetään yleensä fotoplethysmogrammia (PPG, engl. photoplethysmogram) sykkeenmittaukseen. PPG on tekniikka, jolla voidaan mitata vereen liittyviä ominaisuuksia. PPG-tekniikkaa on käytetty jo kauan lääketieteessä potilaan sykkeen ja happipitoisuuden mittaukseen sormenpäältä. Nykyään tämä tekniikka löytyy monesta kaupallisesti saatavasta älyrannekkeesta tai -kellosta.

PPG toimii osoittamalla valoa ihoa vasten ja mittaamalla ihon jäljelle jäänyt valo [11]. Kun valo kulkee kudoksen läpi, osa siitä absorboituu. Muutokset veren tilavuudessa vaikuttavat jäljelle jääneen valon määrän ja siten valoanturin jännitteeseen [12]. Signaalin aaltomuodosta voidaan erottaa DC- ja AC-komponentit [11], [12]. AC-komponentista saadaan selville mm. sydämen lyöntitiheys ja DC-komponentti vaihtelee hieman hengityksen mukaan. PPG-mittauksen absoluuttiset arvot ovat kuitenkin henkilölle yksilöllisiä, koska ihmisten fyysiset ominaisuudet kuten rasvan ja lihasten määrä vaikuttavat tuloksiin [11]. Käyttämällä useampaa valon aallonpituutta mittauksissa voidaan saada selville veren happipitoisuus [11]. Puettavat anturit käyttävät monesti vihreää valoa sydämen lyöntitiheyden mittaamiseen ja joskus sen lisäksi myös punaista valoa avuksi happipitoisuuden mittauksessa [13].

Jatkuvassa sykkeenmittauksessa voi olla myös kiinnostavaa sykevaihtelun seuranta. Sykevälin vaihtelu kertoo henkilön yleisestä terveydestä ja sitä käytetään myös stressin mittaukseen. Perinteisesti sykevälinvaihtelua mitataan lääketieteessä elektrokardiogrammilla, mutta sen käyttö puettavissa laitteissa on haastavaa. PPG-anturilla voidaan seurata sykepulssin aikavälejä ja niiden vaihtelu levossa korreloi EKG:stä saatuun tuloksiin terveillä henkilöillä [14].

PPG-anturilla on myös mahdollista mitata myös hengityksen tiheyttä ja verenpainetta [12].



Kuva 2. Esimerkkikuva PPG-sykeanturin datasta.

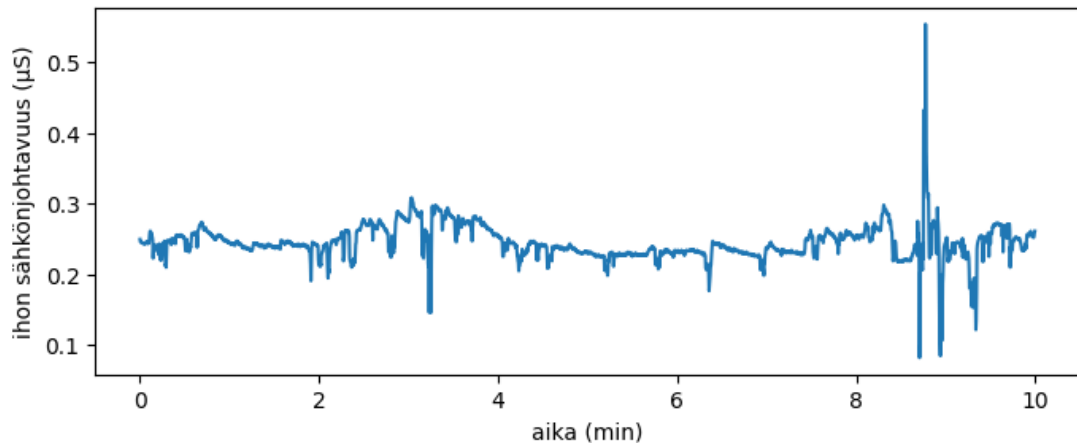
2.3. Mielialan mittaus

Puettavilla laitteilla on mahdollista arvioida henkilön mielialaa automaattisesti. Esimerkiksi stressitason mittaus on mahdollista toteuttaa tarkkailemalla sydämen lyöntitahdin vaihtelua [15]. Ilon ja surun tunnistaminen sykkeestä on mahdollista

koneoppimisen avulla [16]. Yksi suosituimmista tavoista mitata stressiä on EDA-tekniikka.

EDA-tekniikka eli elektrodermaalinen aktiivisuus (engl. electrodermal activity) tarkoittaa ihon sähkönjohtavuuden mittaamista. Se on yksinkertainen ja helppo tapa seurata henkilön tuntemaa stressiä. Ihon sähköiset ominaisuudet muuttuvat riippuen henkilön hikoilun määrästä [17]. Ihoa vasten oleviin elektrodeihin asetetaan pieni, huomaamaton tasajännite ja ihon sähkönjohtavuuden vaihtelua mitataan [17], [18]. Tämä korreloi ihmisen tunnetilan kiihtyneisyyden kanssa ja siitä voidaan tulkita esimerkiksi henkilön tuntemia tunteita, kuten pelkoa, surua tai iloa [18].

EDA-signaalissa on kaksi eri komponenttia. Peruskomponentti, joka vaihtelee hitaasti ajan mukana, ja nopeammin muuttuva komponentti, jonka vaihtelu kertoo mielialan intensiteetin muutoksista. Tutkimuksessa [19] tutkittiin eri EDA-signaalista saatavien ominaisuuksien käyttöä mielialan automaattisessa tunnistamisessa. Artikkelissa [20] käytettiin sormiin asetettavaa EDA-anturia erottelemaan stressiä ja kognitiivista kuormitusta 82 % tarkkuudella. EDA-signaalista laskettiin ominaisuuksia, joita käytettiin luokittelijan harjoittamiseen [20].



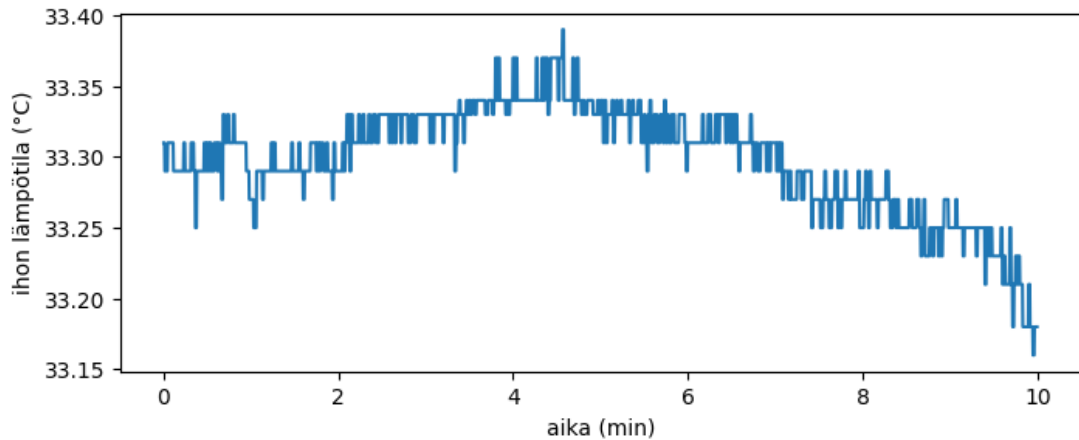
Kuva 3. Esimerkkikuva EDA-anturin datasta.

2.4. Lämpötila-anturit

Ihon lämpötilan seuranta voi olla hyödyllistä esimerkiksi liikunnan aikana lämpöhalvauksen estoon tai sitä voidaan käyttää kodin lämpötilan älykkääseen säätelyyn. Ihon lämpötilaa voidaan mitata infrapuna-anturilla. Suuremmissä lämpötiloissa erittyy enemmän infrapunasäteilyä, jota voidaan havaita infrapuna-anturilla [21]. Artikkelissa [21] esiteltiin ranteessa puettava järjestelmä datan keräämiseen urheilusuorituksen aikana tai terveysseurantaan. Myös johtumiseen perustuvia iholle asetettavia kalvoja voidaan käyttää ihon lämpötilan mittaamiseen [22]. Tutkimuksessa [22] todettiin, että ohuemmalla kalvolla saadaan mitattua ihon lämpötila tarkemmin. Artikkelissa [23] esitellään vaatteisiin ommeltava johtumisella toimiva lämpötila-anturi.

Ranteessa puettavaa laitetta on käytetty tutkimaan huumeiden käytön tunnistusta artikkelissa [24]. Tutkimuksessa mitattiin elektrodermaalisen aktiivisuuden lisäksi ihon lämpötilaa, jonka todettiin laskevan kokaiinin käytön jälkeen [24]. Artikkelissa [25] käytettiin ihon lämpötilaa, sykettä ja ilman lämpötilaa ennustamaan henkilön mukavuustaso ja auttamaan rakennuksen lämpötilansäätelyssä.

Nykyajan älykellot ja -rannekkeet eivät usein sisällä lämpötila-anturia. Oletettavasti syynä tähän on rannemittauksen epätarkkuus ja huonompi korrelaatio kehon lämpötilan kanssa. Muuhun kehoon asetettavia antureita löytyy enemmän. Vaatteisiin integroitavat anturit ovat yksinkertaisia käyttää.



Kuva 4. Esimerkkikuva lämpötila-anturin datasta.

2.5. Liikeanturit

Liikeanturit ovat yleisimpiä antureita, joita löytyy nykyajan älypuhelimista ja rannekkeista. Liikeantureita on yleensä kolmea tyyppiä: kiihtyvyyssantureita, gyroskooppeja ja magnetometrejä. Kiihtyvyyssanturi mittaa laitteen kiihtyvyyttä, gyroskooppi kertoo laitteen asennosta ja pyörimisliikkeestä sekä magneettianturi mittaa magneettikenttää ja antaa tietoa laitteen asennosta maan suhteen. Näiden antureiden tiedot ilmoitetaan yleensä kolmella akselilla. Liikeantureita voidaan käyttää moneen eri tarkoitukseen, kuten osassa 2.1.1. mainittuun unen tunnistukseen (Kuva 1). Tässä työssä kiihtyvyyssantureita on käytetty aktiivisuuden tunnistukseen. Keskitytään tässä kappaleessa erityisesti kiihtyvyyssanturiin.

Kiihtyvyyssanturit elektronisissa laitteissa ovat yleensä MEMS-kiihtyvyyssantureita (engl. micro-electro-mechanical systems). Kiihtyvyyssantureissa on sisällä jousitettu massa, joka liikkuu suhteessa anturiin [26]. Kun mitataan massakappaleen sijaintia, voidaan päätellä kiihtyvyys jousivakion avulla [26]. Käyttämällä kolmea anturia eri suunnissa, saadaan kiihtyvyystietoa kolmelta akselilta.

Artikkelissa [27] luokiteltiin älypuhelimien kiihtyvyyssanturilla erilaisia fyysisiä aktiviteetteja, kuten kävelyä, juoksua, istumista, seisomista sekä portaiden nousua ja laskua 99 % tarkkuudella. Rannekkeen kiihtyvyyssanturilla voidaan havaita kaatumisia [28], mikä mahdollistaa automaattisen hälytyksen lähettämisen, josta on hyötyä vanhusten tai sairaiden hoidossa.

3. TIETOAINEISTO

Tässä osiossa esitellään kandidaatintyöhön käytettävä tietoaaineisto. Julkinen tietoaaineisto on peräisin tutkimuksesta [29], jossa esiteltiin tapa kerätä suuri määrä dataa arkielämästä käyttäen älypuhelinia, älyranneketta ja unianturia. Tietoaaineisto sisältää dataa 22 koehenkilöltä. Dataa kerättiin yhteensä 2,26 Tt. Se sisältää yli 10 000 tuntia dataa 616 päivältä. Label-dataa on jokaiselta minuutilta eli 60 riviä per tunti. Aineistoon kuuluu myös datatiedostoja yhdeksältä eri anturilta, joilla dataa on tallennettu monta kertaa sekunnissa. Yhteensä yhdeltä tunnilta on dataa 702 780 riviä. Näiden lisäksi on unitietoa yhteensä 590 päivän ajalta. Merkattuja aktiviteettejä on yhteensä 10 372.

Aineisto [29] soveltuu tähän työhön hyvin, koska siinä on merkitty tarkasti aktiviteetit ja unidataa löytyy paljon. Tähän analyysiin käytetään vain label-tiedostoja sekä unidatan sisältävää tiedostoa. Kohdan 2 kirjallisuuskatsaukseen piirrettiin kuvaajia anturien tuottamasta datasta. Aktiviteetteihin on liitetty tietoa henkilön seurasta, mielialasta ja muuta lisätietoa aktiviteetteihin. Merkitty aktiviteetti sisältää yleisimmät vaihtoehdot kuten uni, ruokailu ja työ, mutta myös tarkemmat aktiviteetit kuten lemmikkien hoito ja tv:n katselu. Mikäli aktiviteetti on ruokailu tai matkustaminen, sisältyy merkintään myös tieto ruoan määrästä tai matkustusvälineestä vastaavasti. Merkintään sisältyy myös tietoa seuralaisista ja osallistumisesta keskusteluun. Mielialatieto kertoo mielialan positiivisuuden ja jännittyneisyyden kahdella akselilla asteikolla yhdestä seitsemään.

Tietoaaineisto [29] mahdollistaisi kuitenkin paljon laajemman tutkimuksen ja analysoinnin, sillä se sisältää paljon myös muuta anturidataa, kuten syke-, kiihtyvyyssanturi- ja sijaintitietoja.

3.1. Datan keräys

Tutkimuksessa [29] kerättiin dataa koehenkilöiltä, jotka olivat 20–35-vuotiaita eteläkorealaisia enimmäkseen työssäkäyviä henkilöitä. He käyttivät Empatica E4 -ranneketta, Withings-unenseurantamattoa antureinaan sekä älypuhelinsovellusta. Koehenkilöt merkitsivät toimintansa ja vastasivat kyselyihin seurastaan ja mielialastaan älypuhelinsovelluksen kautta. Label-data tallennettiin matkapuhelimelle ja ladattiin päivän lopuksi tutkijoiden palvelimelle. Withings- ja Empatica E4 -laitteiden data lähetettiin valmistajien pilvipalveluun, josta se haettiin tutkijoiden palvelimille.

3.2. Anturit ja seurattut suureet

Aineiston [29] keräämiseen käytettiin älypuhelimien kiihtyvyyssanturia, gyroskooppia, magneettikenttäanturia puhelimen liikkeiden ja asennon seuraamiseen. Lisäksi käytettiin GPS-sijaintia ja mikrofonia. Googlen Awareness rajapintaa käytettiin tunnistamaan, liikkuko henkilö ajoneuvolla, polkupyörällä, jalan vai oliko henkilö paikalla. Käyttäjät vastasivat älypuhelimella heidän mielialastaan, seurastaan, sijainnistaan ja aktiviteeteistään. Mikäli henkilöt olivat muiden ihmisten kanssa, he merkitsivät myös osallistumisensa keskusteluun. Säätieto hankittiin sijainnin avulla AirVisual rajapinnan kautta. Säätieto sisältää lämpötilan, ilmankosteuden ja ilman epäpuhtauspitoisuudet.

Tutkimuksessa [29] Empatica E4 -rannekkeella [30] mitattiin myös kiihtyvyydataa taajuudella 32 Hz. Verentilavuuspulsseja mitattiin rannekkeen PPG-anturilla taajuudella 64 Hz, josta laskettiin syketiedot joka sekunnille. EDA-anturia käytettiin ihon sähkönjohtavuuden mittaamiseen ja infrapunalämpötila-anturia ihon lämpötilan mittaamiseen taajuudella 4 Hz. Ranneke sisältää myös painikkeen tapahtumien merkkaukseen varten [30]. Ranneke yhdistettiin USB-kaapelilla tietokoneeseen, josta tiedot synkronoitiin palvelimelle. Älypuhelimien kiihtyvyyssanturilla, gyroskoopilla ja magneettianturilla tallennettiin tietoa 30 Hz taajuudella. GPS-sijainti tallennettiin joka viides sekunti.

Patjan alle asetettavaa Withings-mattoa käytettiin unetiedon keräykseen tietoaaineistossa [29]. Matolla pysyttiin mittaamaan koehenkilön nukahtamis- ja heräämisaikoja sekä aikaa, joka kului nukahtamiseen ja heräämiseen. Matto keräsi tietoa unen eri vaiheiden, kuten hereilläolon, kevyen unen, syvän unen ja REM-unen, kestosta. Näiden lisäksi kerättiin vielä syke-, hengitys ja kuorsaustietoa. Unen jälkeen koehenkilöt vastasivat kyselyyn unen laadusta ja olotilasta.

4. TIETOAINEISTON ANALYSOINTI

Tässä kandidaatintyössä pyritään analysoimaan tietoaaineiston [29] anturidataa ja löytämään siitä korrelaatioita eri tekijöiden välillä. Tarkemmin tämän tutkimuksen tarkoitus on löytää korrelaatioita unen määrän ja mielialan välillä. Lisäksi tutkitaan myös unen vaikutusta aktiivisuuteen ja seuraan. Tutkitaan vaikutuksia myös toisinpäin eli edellä mainittujen tekijöiden vaikutusta seuraavan yön uneen. Dataa analysoidaan visualisoimalla sekä laskemalla siitä erilaisia parametreja. Datan analysointiin käytetään Python 3 ohjelmistoa ja siihen saatavia kirjastoja. Käytettyjä kirjastoja ovat mm. matplotlib, numpy, scipy ja pandas.

4.1. Datan käsittely

Tietoaaineiston [29] on jaoteltu koehenkilöiden ja päivien mukaan kansioihin. Jokaiselta päivältä on olemassa label-tiedosto, jota tarvitaan tähän tutkimukseen. Se sisältää merkinnät päivän aktiviteeteista, kuten unesta, työstä ja urheilusta. Aktiviteetteihin on myös merkitty sen hetken mielialan positiivisuus ja jännittyneisyys.

Datan analysointia helpottamaan tehtiin apufunktioita, joita käytetään siistimään ja yhdistämään dataa sekä karsimaan siitä pois ei tarvittu tieto. Mieliala, ja aktiivisuus saadaan tietoaaineiston [29] label-tiedostosta, kun taas unen määrä saadaan erillisestä tiedostosta, joka sisältää kaikkien käyttäjien Withings-unenseurantalaitteen tiedot. Label-tiedosto sisältää myös unitietoja, mutta tässä työssä päädyttiin käyttämään unenseurantalaitteen tietoja, koska niitä on saatavilla enemmän.

Aluksi laskettiin yönien alku- ja loppuajat. Tutkitaan unen vaikutusta seuraavan päivän tapahtumiin ja edellisen päivän tapahtumien vaikutusta uneen. Lasketaan unen kesto ja parametrit muille muuttujille unien väliseltä ajalta. Koska aineistosta puuttuu satunnaisesti välistä päiviä, huomioidaan kuitenkin vain unen jälkeiset tai edeltävät 20 tuntia parametreja laskettaessa. Tämä estää parametrien laskemisen usean päivän ajalta yhden yön unille.

4.2. Analysointitavat

Tutkitaan korrelaatiota eri parametrien välillä ja yritetään sovittaa lineaarinen regressiosuora aineistoon. P-arvoa käytetään tutkimaan nollahypoteesin todennäköisyyttä. Pieni p-arvo tarkoittaisi suurta todennäköisyyttä sille, että unen pituudella olisi vaikutusta verrattavaan tekijään. Lasketaan tekijöiden välille Pearsonin korrelaatiokerroin (1), joka kertoo, löytyykö niiden väliltä korrelaatiota. Visualisoidaan unen ja muiden tekijöiden väliset hajontakuviot ja regressiosuorat.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{(\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2) * (\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2)}} \quad (1)$$

4.3. Unidatan käsittely

Unen määrä saadaan laskettua unenseurantalaitteella tuotetusta datasta. Kun lasketaan unen kestot ja tutkitaan histogrammia (Kuva 5), nähdään että tuloksena on

hieman vasemmalle vino jakauma. Nähdään myös muutama tapaus, jossa unen kesto yli 20 tuntia. Label-tiedostoissa on kuitenkin näille ajoille merkitty myös muita aktiviteettejä kuin unta tai tietoja ei ole. Näin pitkät yhtäjaksoiset unet ovat myös epätavallisia, joten voidaan päätellä, että kyseiset mittaukset ovat virheellisiä. Täten yli 20 tuntia pitkät unet poistetaan käsiteltävästä datasta. Data myös näyttäisi sisältävän nokosia, mikä selittäisi jakauman vinouden vasemmalle. Koska tarkoitus on tutkia yöunen vaikutuksia, nokoset vaikuttaisivat negatiivisesti tuloksiin. Näin ollen poistetaan datasta päivät, joilta löytyy useampi unijakso.

Unitietoja on alun perin yhteensä 615 tapausta 22 eri käyttäjältä. Karsimisen jälkeen jäljelle jää 511 unitietoa, eli poistettuja on 104. Poistetuista unista seitsemän oli 20 tuntia pitkiä ja loput poistetut unet ovat päiviltä, jolloin käyttäjä on nukkunut nokosia. Kuvasta 5 alhaalta nähdään, että jakauma muistuttaa normaalijakaumaa. Nähdään, että suurin osa unesta on kestoltaan noin 7–8 tuntia.

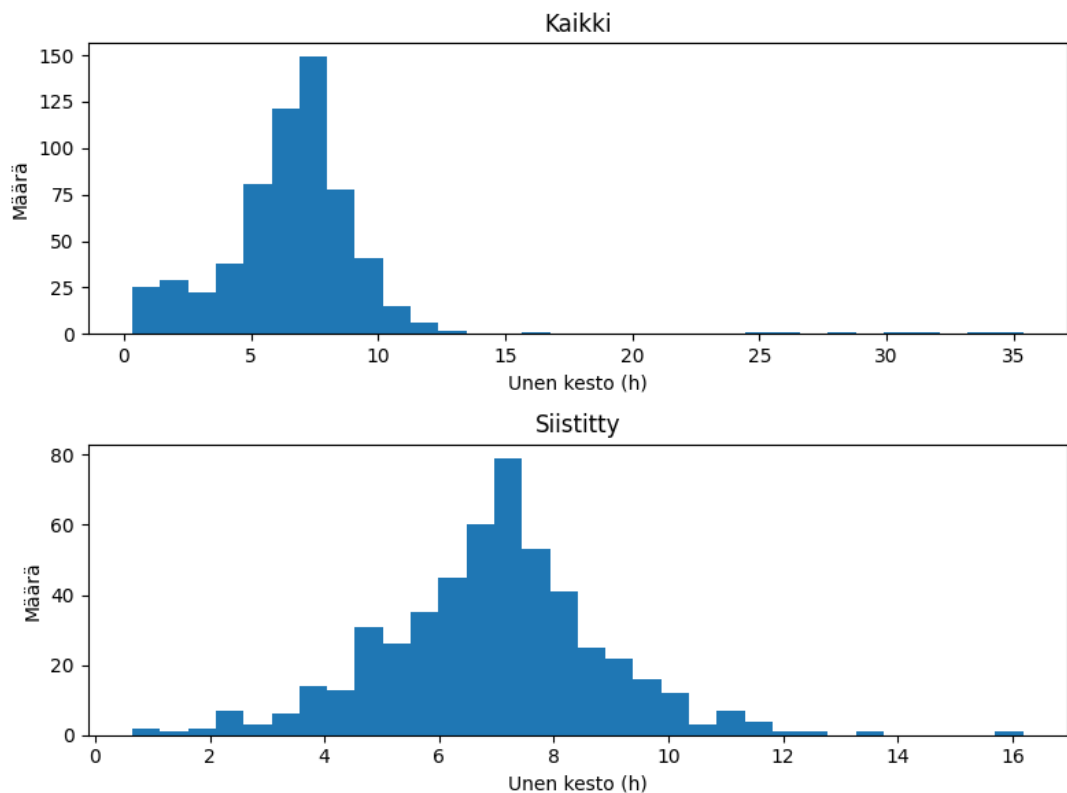
Alla Taulukoissa 1 ja 2 kuvattuna montako tapausta uni + muu parametri löydettiin.

	uni	positiivisuus	jännittyneisyys	harjoitus	yksin	kahden	ryhmässä
määrä	511	434	434	89	416	285	342

Taulukko 1. Laskettujen parametrien määrät yö + päivä.

	uni	positiivisuus	jännittyneisyys	harjoitus	yksin	kahden	ryhmässä
määrä	511	435	435	90	412	288	334

Taulukko 2. Laskettujen parametrien määrät päivä + yö.



Kuva 5. Unen keston jakautuminen ennen ja jälkeen karsinnan.

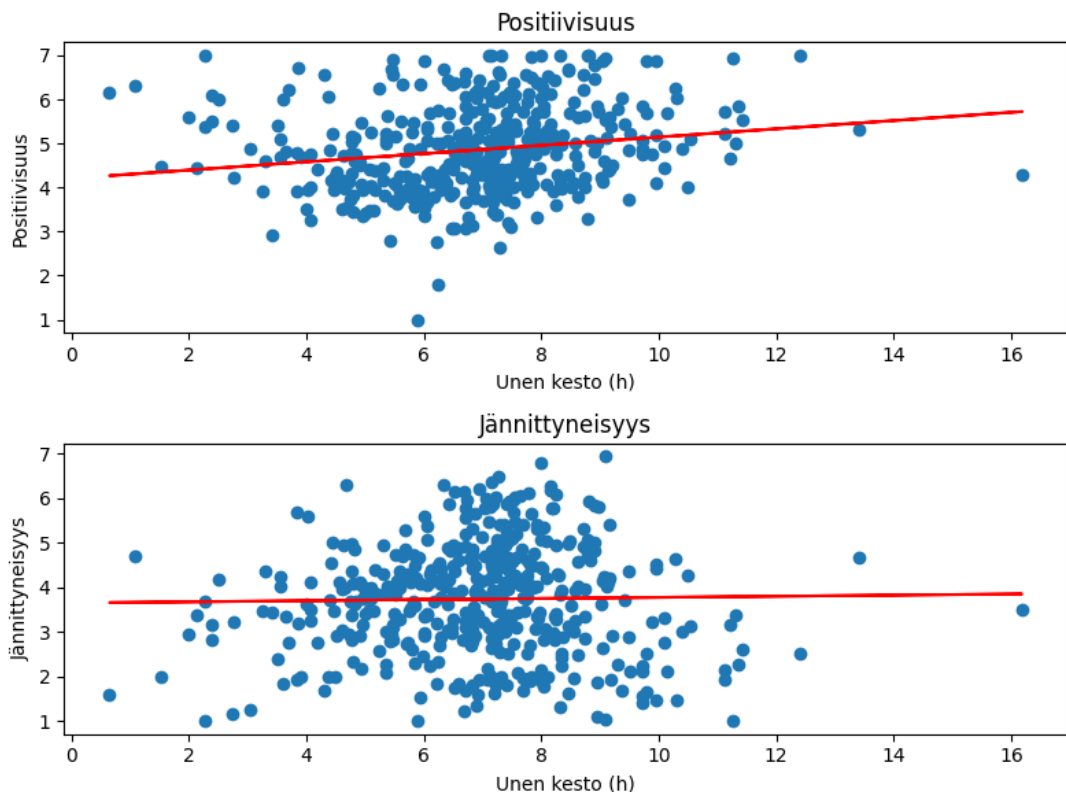
4.4. Unen vaikutukset

4.4.1. Vaikutus mielialaan

Data-aineistossa [29] on mitattu mielialan positiivisuutta ja jännittyneisyyttä asteikolla 1–7. Hypoteesina on, että unen määrä lisääisi positiivisuutta ja vähentäisi jännittyneisyyttä. Lasketaan keskiarvo mielialalle unijaksojen välillä.

Tutkitaan unen määrän ja mielialan positiivisuuden korrelaatiota (Kuva 6). Korrelaatiokerroin $r=0,176$ sekä pieni p -arvo= $2E-4$ kertoo, että parametrien väliltä löytyy yhteys. Kuvan 6 hajontakuviosta ja sovitetusta regressiosuorasta nähdään myös melko selkeästi positiivisuuden lisääntyvän unen määrän lisääntyessä. Tapausten välillä on kuitenkin paljon hajontaa eli yksittäistapauksista ei voida tarkasti päätellä seuraavan päivän mielialaa.

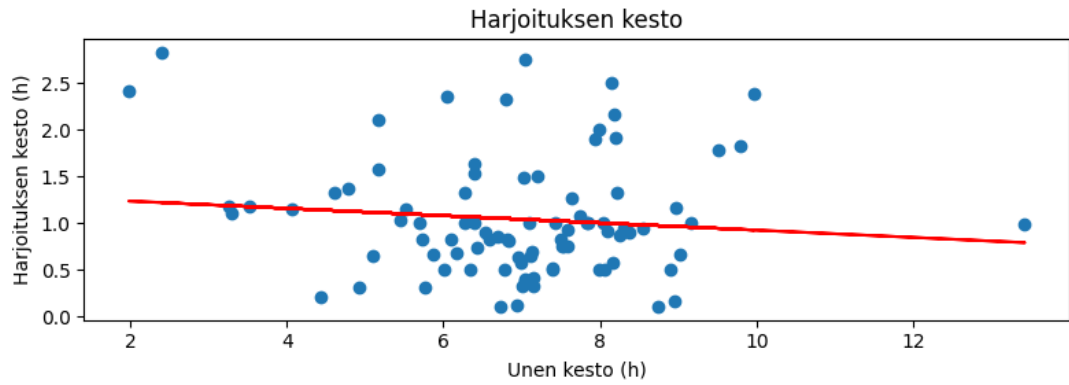
Jännittyneisyys näyttäisi Kuvan 6 perusteella olevan jakautunut tasaisemmin unen keston suhteen. Sovitettu regressiosuoran kulmakerroin on melkein nolla ja sitä vastaava p -arvo on 0,69. Voidaan päätellä, että unen kesto ei juuri selitä jännittyneisyyden tunnetta. Lisäksi korrelaatio on positiivista, mikä on vastoin hypoteesia.



Kuva 6. Hajontakuviot ja sovitetut regressiosuorat.

4.4.2. Vaikutus aktiivisuuteen

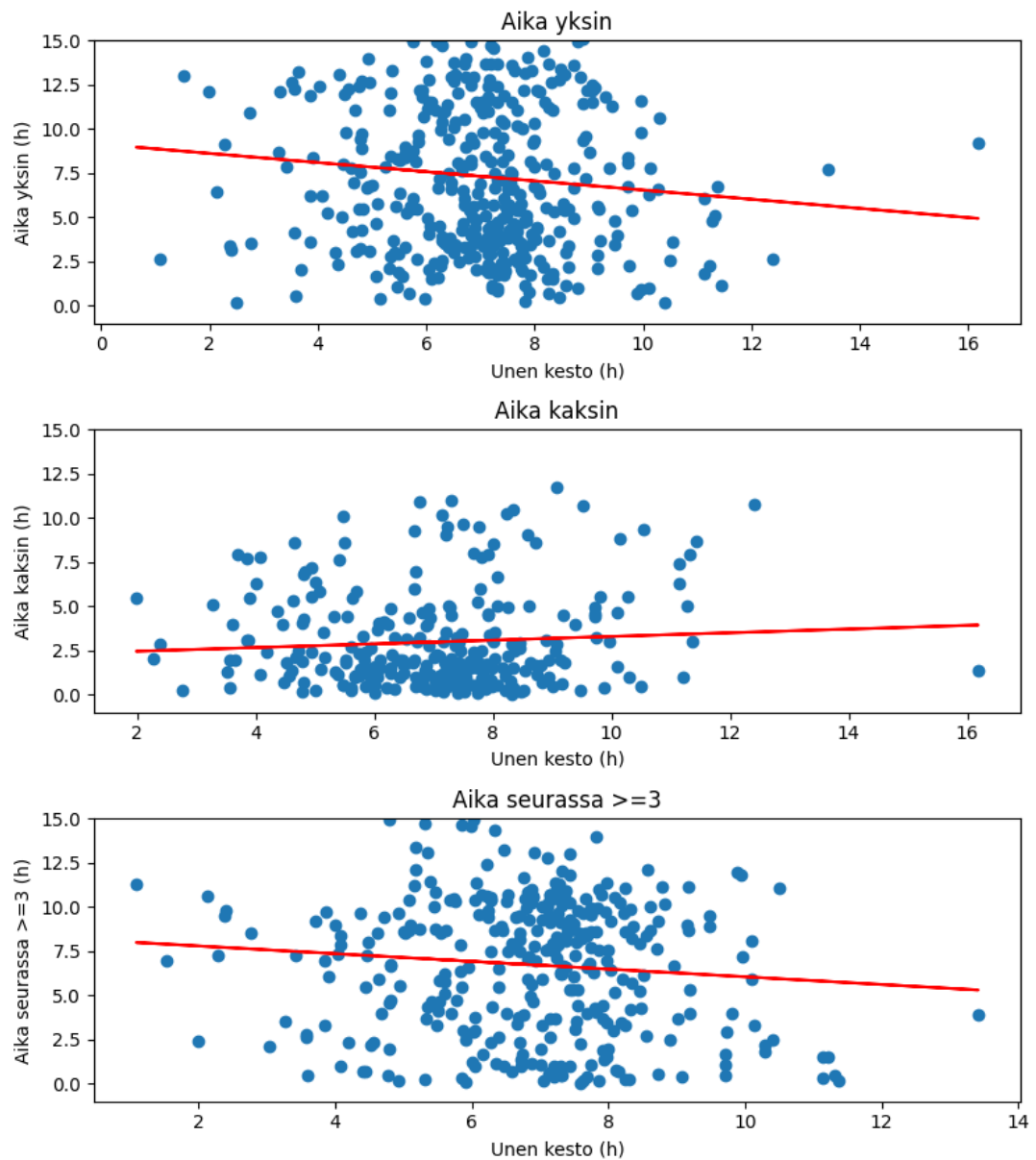
Tutkitaan miten unen määrä vaikuttaa aktiivisuuden määrään. Tietoaineistoon [29] on merkitty henkilöiden urheiluharjoitukset. Lasketaan harjoitusten kestot. Hypoteesina oletetaan unen määrän lisäävän harjoitusten kesto.



Kuva 7. Harjoitusta edeltävän unen keston vaikutus harjoituksen kesto.

Hypoteesin vastaisesti Kuvaan 7 piirretty regressiosuora näyttää harjoitusten määrän laskevan pidemmillä unilla. Myös korrelaatiokerroin $r=-0,105$ viittaa negatiiviseen korrelaatioon. P-arvo 0,33 on kuitenkin melko suuri, joten vahvaa näyttöä unen keston vaikutuksesta liikunnan määrään ei ole.

4.5. Vaikutus seuraan



Kuva 8. Unen keston vaikutukset eri seurassa vietettyyn aikaan.

Kuvassa 8 on esitetty unen vaikutukset eri seurassa vietettyyn aikaan. Nähdään, että pidempi unen kesto vähentää aikaa yksin ja useamman henkilön seurassa, mutta lisää kaksin vietettyä aikaa. Taulukon 3 p-arvojen ja korrelaatiokertoimien mukaan unta voisi pitää selittävänä tekijänä yksin ja seurassa vietetylle ajalle, mutta ei kaksin vietetylle ajalle.

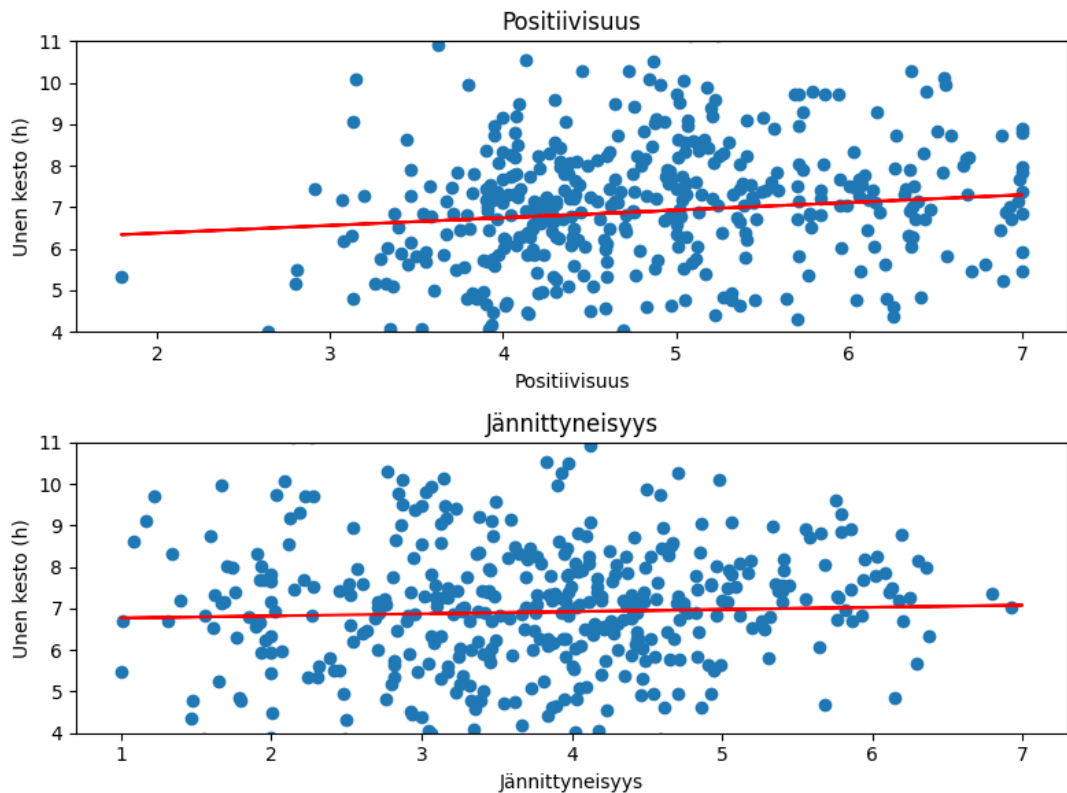
parametri	kulmakerroin	y-leikkaus	keskivirhe	korrelaatiokerroin	p-arvo
positiivisuus	0.0937	4.2084	0.0252	0.1764	0.0002
jännittyneisyys	0.0125	3.6439	0.0318	0.0189	0.6949
aktiivisuus	-0.0389	1.3146	0.0394	-0.1053	0.3259
aika yksin	-0.2596	9.1367	0.1172	-0.1083	0.0273
aika kahden	0.1045	2.2502	0.0878	0.0706	0.2349
aika ryhmässä	-0.2181	8.2325	0.1184	-0.0994	0.0663

Taulukko 3. Eri parametrien korrelaatiot edeltävän yön unen keston kanssa.

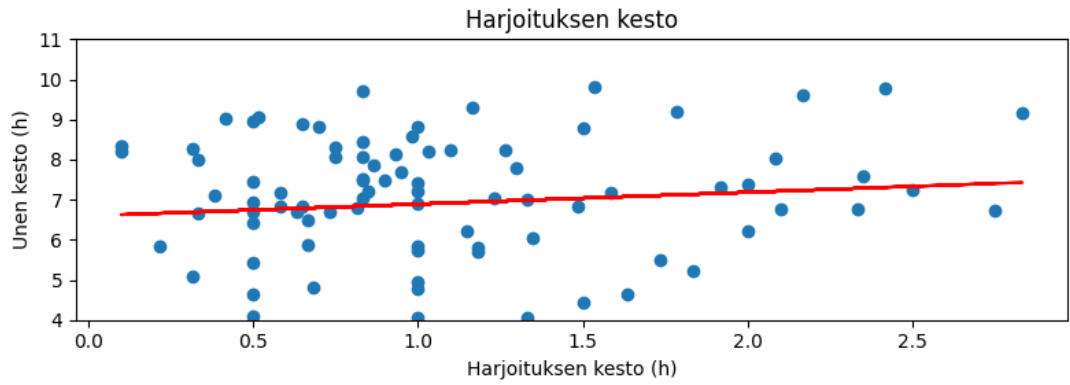
4.6. Uneen vaikuttavat tekijät

On myös mielenkiintoista nähdä miten aiemmin tutkitut parametrit vaikuttavat uneen. Esimerkiksi stressi edelliseltä päivältä voi vaikuttaa uneen negatiivisesti. Liikunnan lisääminen ja iloisempi mieliala ovat asioita, joiden voisi olettaa lisäävän unen pituutta. Seuran vaikutusta on hankala arvioida.

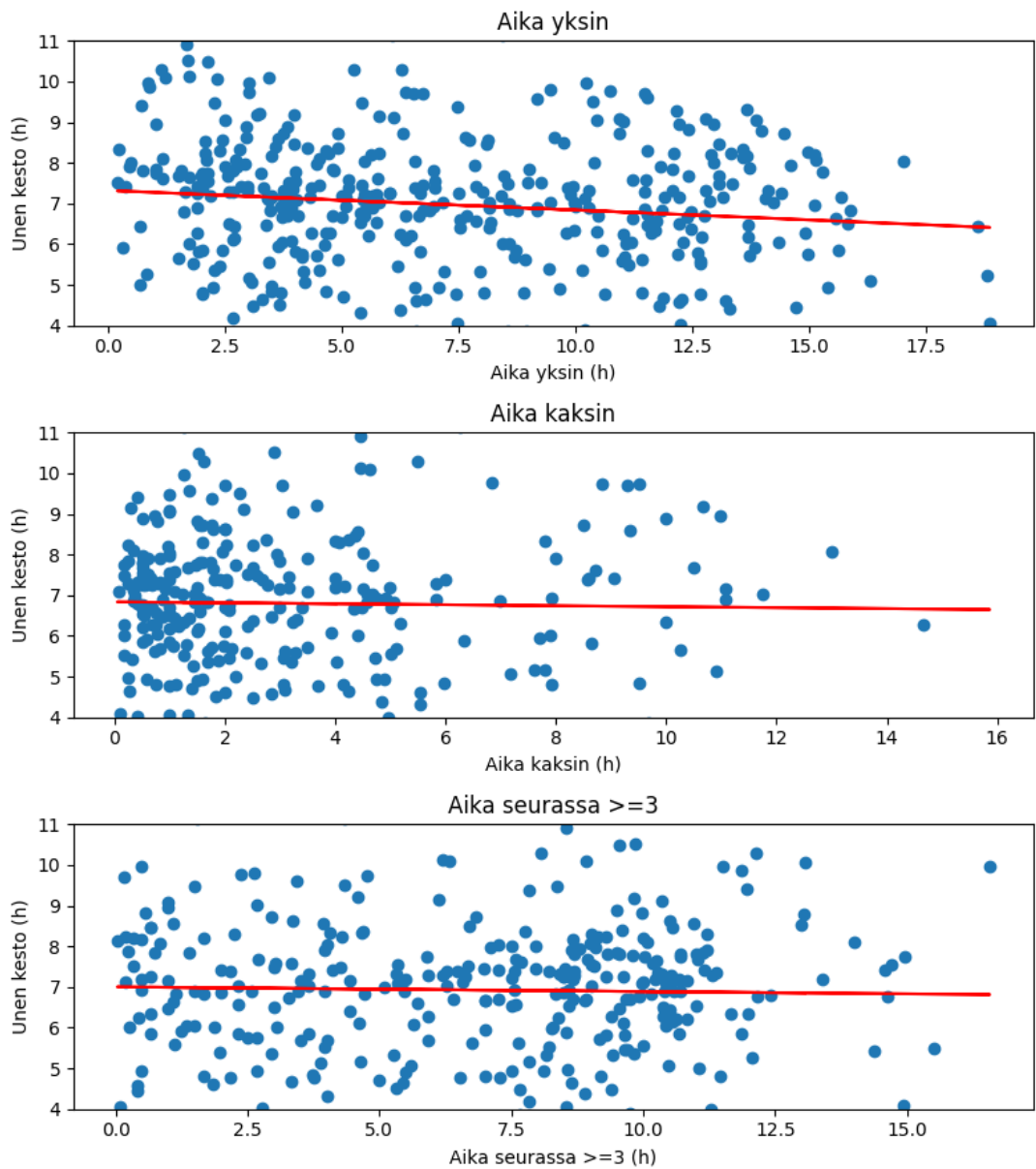
Liitetään muut lasketut parametrit päivältä seuraavan yön unen kanssa. Tutkitaan päivävastaista vaikutusta laskemalla samoja parametrejä kuin aikaisemmin.



Kuva 9. Mielialan vaikutus unen keston.



Kuva 10. Harjoituksen vaikutus unen kestoon.



Kuva 11. Seuran vaikutus seuraavan yön uneen.

parametri	kulmakerroin	y-leikkaus	keskivirhe	korrelaatiokerroin	p-arvo
positiivisuus	0.0515	4.5324	0.0253	0.0974	0.0423
jännittyneisyys	0.0224	3.5764	0.0316	0.0341	0.4780
aktiivisuus	0.0392	0.7977	0.0387	0.1074	0.3137
aika yksin	-0.2693	9.1640	0.1160	-0.1139	0.0207
aika kahden	-0.0306	3.3586	0.0946	-0.0191	0.7468
aika ryhmässä	-0.0488	7.1387	0.1131	-0.0237	0.6665

Taulukko 4. Eri parametrien korrelaatiot seuraavan yöunen keston kanssa.

Kuvaan 9 piirrettyjen hajontakuvioiden perusteella, nähdään että positiivisuus näyttäisi lisäävän unen kestoja. Pienen p-arvon (Taulukko 4) perusteella positiivisuus on todennäköinen selittäjä unen kestolle. Jännittyneisyys ei näytä selittävän unen kestoja. Kulmakerroin on lähellä nollaa ja p-arvo on suuri.

Kuvassa 10 aktiivisuuden ja unen keston kanssa on nähtävissä pientä positiivista korrelaatiota, mutta suuren p-arvon (Taulukko 4) perusteella aktiivisuutta ei voida pitää selittävänä tekijänä.

Seuran perusteella nähdään negatiivista korrelaatiota unen keston kanssa (Kuva 11). Yksinoloa voidaan Taulukon 4 tilastojen mukaan pitää selittävänä tekijänä unen kestolle. Yksi tunti vietettynä yksin vähentää yöunen pituutta hieman yli 15 minuutilla. Yhden tai useamman henkilön seurassa vietetyn ajan ei voida todeta merkittävästi vaikuttavan unen pituuteen.

4.7. Mahdolliset virheenaiheuttajat

On mahdollista, että tässä analyysissä käytetyissä menetelmissä on puutteita. Korrelaatio kahden asian välillä ei välttämättä tarkoita, että toinen on seuraus toisesta. On mahdollista, että niitä yhdistää jokin kolmas ei tässä esiintynyt muuttuja. Korrelaatiot voivat kuitenkin auttaa asian ennustamisessa, vaikka niillä ei olisi suoraa yhteyttä toisiinsa.

Analyyssissä tutkittiin ja yritettiin sovittaa aineistoon lineaarista mallia. Kuitenkaan parametrien välinen riippuvuus ei välttämättä ole lineaarinen. Toisenlaisen mallin sovittaminen aineistoon voisi tuoda parempia tuloksia.

Alussa suoritettu unidatan karsiminen voi myös aiheuttaa virheitä analyysiin. Poistettujen tapauksien joukossa voi olla kiinnostavia tapauksia. Kuitenkin poistettujen tapauksien määrä on pieni verrattuna jäljelle jääneeseen dataan, mikä vähentää virheiden haittaa. Lisäksi on mahdollista, että aineistoon jäi vielä tapauksia, joissa mittausvirheitä esiintyi.

Aineisto on myös osin ihmisten merkitsemää, joten välttämättä kaikki ajankohdat tai muut arvot eivät ole tarkkoja. Myös anturien toiminta ei ole virheetöntä, mutta todennäköisesti yhdenmukaisempaa kuin ihmisten tekemät virheet.

Koska unidata poimittiin eri tiedostosta ja koska se on kerätty eri laitteella kuin label-data, on tilanteita, joissa unitapahtumalle ei löydy kaikkea vastaavaa dataa label-tiedostosta. Esimerkiksi kahden unen väliltä voi puuttua puolet merkityistä aktiviteeteista, mikä voisi aiheuttaa virheitä esimerkiksi urheiluharjoituksen keston.

4.8. Tulosten pohdinta

Analyysistä saavutetut tulokset olivat osin odotettuja. Monesta suureesta ei voida päätellä merkittävää aiheuttajaa. Löydettiin kuitenkin tekijöitä, joilla on merkittäviä korrelaatioita unen kanssa.

Unen ja mielialan positiivisuuden kanssa löydettiin selkeitä korrelaatioita. Molemmilla on vaikutusta toisiinsa. Unen pituus lisää positiivisuutta sekä myös positiivisuus lisää unen pituutta. Tämä oli alkuperäisen hypoteesin mukainen tulos. On luonnollista, että ihminen tuntee olonsa paremmaksi hyvin nukutun yön jälkeen.

Lyhyempien yöunien uskoisi lisäävän stressiä. Tämän analyysin perusteella kuitenkin ei löydetty juuri minkäänlaista korrelaatioita ihmisten unien pituuden ja seuraavan päivän jännittyneisyyden välillä. Myöskään ei voida todeta, että jännittyneisyys lyhentäisi seuraavan yön unta.

Hypoteesin vastaisesti unen lisääminen ei lisää aktiivisuutta vaan on jopa nähtävissä vastakkaista vaikutusta. Mahdollisena syynä tähän voi kuitenkin olla, että ihmiset, jotka eivät halua liikkua paljoa ovat henkilöitä, jotka myös nukkuvat pitkään. Vaikka negatiivista korrelaatiota on havaittavissa, ei sitä suuren p-arvon perusteella voida todeta merkittäväksi.

Aktiivisuus näyttäisi kuitenkin lisäävän seuraavan unen pituutta, mikä oli oletettavissa oleva tulos. Pidempi liikuntasuoritus kuluttaa enemmän energiaa ja lisää palautumiseen tarvittavaa aikaa, jolloin tarvitaan lisää unta.

Unen ja seuran suhdetta on hankala tulkita. Näyttäisi, että pidempi uni vähentäisi aikaa yksin ja aikaa monen henkilön seurassa sekä lisäävän aikaa kahden henkilön kanssa. Tähän syynä voi luonnollisesti olla se, että mitä pidempään nukkuu, sitä vähemmän on aikaa käytettävänä päivän aikana. Pienet p-arvot vahvistavat negatiivisia korrelaatioita. Yksinolo näyttäisi merkittävästi vähentävän seuraavan yöunen pituutta.

5. YHTEENVETO

Tämän kandidaatintyön tavoitteena oli perehtyä puettaviin antureihin sekä niiden käyttöön tutkimuksessa. Saavutetut lopputulokset olivat tyydyttäviä.

Alussa perehdyttiin erilaisiin lifelog-antureihin, joilla voidaan seurata ihmisten elämäntapoja. Esiteltiin, miten puettavia antureita on käytetty tutkimuksissa. Lisäksi näytettiin, millaista dataa näistä antureista saadaan.

Toisessa osassa tutkittiin suurta tietoaainestoa etsimällä siitä korrelaatioita unen ja muiden suureiden kanssa. Löydettiin mielenkiintoisia korrelaatioita mielialan, aktiivisuuden ja seuran kanssa. Suureiden välille piirrettiin hajontakuvioita ja esiteltiin taulukoita, jotka voivat olla kiinnostavia lukijalle.

Saatuja tuloksia voidaan käyttää esimerkiksi automaattisessa mielialan, yöunen pituuden tai seuran tunnistuksessa.

6. LÄHTEET

- [1] S. A. Imtiaz, “A Systematic Review of Sensing Technologies for Wearable Sleep Staging,” *Sensors*, vol. 21, no. 5, 2021, doi: 10.3390/s21051562.
- [2] M. T. Bianchi, “Sleep devices: wearables and nearables, informational and interventional, consumer and clinical,” *Metabolism*, vol. 84, pp. 99–108, Jul. 2018, doi: 10.1016/J.METABOL.2017.10.008.
- [3] J. L. Martin and A. D. Hakim, “Wrist Actigraphy,” *Chest*, vol. 139, no. 6, pp. 1514–1527, Jun. 2011, doi: 10.1378/CHEST.10-1872.
- [4] A. S. Anusha, S. P. Preejith, T. J. Akl, and M. Sivaprakasam, “Electrodermal activity based autonomic sleep staging using wrist wearable,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 75, p. 103562, May 2022, doi: 10.1016/J.BSPC.2022.103562.
- [5] J. Palotti *et al.*, “Benchmark on a large cohort for sleep-wake classification with machine learning techniques,” *npj Digital Medicine*, vol. 2, no. 1, p. 50, 2019, doi: 10.1038/s41746-019-0126-9.
- [6] P. Fonseca *et al.*, “Validation of Photoplethysmography-Based Sleep Staging Compared With Polysomnography in Healthy Middle-Aged Adults,” *Sleep*, vol. 40, no. 7, p. zsx097, Jul. 2017, doi: 10.1093/sleep/zsx097.
- [7] I. Sadek, J. Biswas, and B. Abdulrazak, “Ballistocardiogram signal processing: a review,” *Health Information Science and Systems*, vol. 7, no. 1, p. 10, 2019, doi: 10.1007/s13755-019-0071-7.
- [8] S. Costanzo, “Software-Defined Doppler Radar Sensor for Human Breathing Detection,” *Sensors*, vol. 19, no. 14, 2019, doi: 10.3390/s19143085.
- [9] S. Toften, S. Pallesen, M. Hrozanova, F. Moen, and J. Grønli, “Validation of sleep stage classification using non-contact radar technology and machine learning (Somnofy®),” *Sleep Medicine*, vol. 75, pp. 54–61, Nov. 2020, doi: 10.1016/J.SLEEP.2020.02.022.
- [10] E. Dafna, A. Tarasiuk, and Y. Zigel, “Sleep staging using nocturnal sound analysis,” *Scientific Reports*, vol. 8, no. 1, p. 13474, 2018, doi: 10.1038/s41598-018-31748-0.
- [11] A. A. Alian and K. H. Shelley, “Photoplethysmography,” *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol. 28, no. 4, pp. 395–406, Dec. 2014, doi: 10.1016/J.BPA.2014.08.006.
- [12] S. Cheriyeath, “Photoplethysmography (PPG),” *News-Medical*, Apr. 08, 2019. [https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-\(PPG\).aspx](https://www.news-medical.net/health/Photoplethysmography-(PPG).aspx) (accessed Apr. 08, 2022).
- [13] T. Tamura, “Current progress of photoplethysmography and SPO(2) for health monitoring,” *Biomed Eng Lett*, vol. 9, no. 1, pp. 21–36, Feb. 2019, doi: 10.1007/s13534-019-00097-w.
- [14] A. Schäfer and J. Vagedes, “How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram,”

- International Journal of Cardiology*, vol. 166, no. 1, pp. 15–29, Jun. 2013, doi: 10.1016/J.IJCARD.2012.03.119.
- [15] H.-G. Kim, E.-J. Cheon, D.-S. Bai, Y. H. Lee, and B.-H. Koo, “Stress and Heart Rate Variability: A Meta-Analysis and Review of the Literature,” *Psychiatry Investig*, vol. 15, no. 3, pp. 235–245, Mar. 2018, doi: 10.30773/pi.2017.08.17.
- [16] L. Shu *et al.*, “Wearable Emotion Recognition Using Heart Rate Data from a Smart Bracelet,” *Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 3, p. 718, Jan. 2020, doi: 10.3390/s20030718.
- [17] M. Benedek and C. Kaernbach, “A continuous measure of phasic electrodermal activity,” *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 190, no. 1, pp. 80–91, Jun. 2010, doi: 10.1016/J.JNEUMETH.2010.04.028.
- [18] B. Farnsworth, “What is EDA? And how does it work?,” *iMotions*, Jun. 04, 2019. <https://imotions.com/blog/eda/> (accessed Apr. 13, 2022).
- [19] J. Shukla, M. Barreda-Ángeles, J. Oliver, G. C. Nandi, and D. Puig, “Feature Extraction and Selection for Emotion Recognition from Electrodermal Activity,” *IEEE Transactions on Affective Computing*, vol. 12, no. 4, pp. 857–869, 2021, doi: 10.1109/TAFFC.2019.2901673.
- [20] C. Setz, B. Arnrich, J. Schumm, R. la Marca, G. Tröster, and U. Ehlert, “Discriminating Stress From Cognitive Load Using a Wearable EDA Device,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 14, no. 2, pp. 410–417, 2010, doi: 10.1109/TITB.2009.2036164.
- [21] M. Kos and I. Kramberger, “A Wearable Device and System for Movement and Biometric Data Acquisition for Sports Applications,” *IEEE Access*, vol. 5, pp. 6411–6420, 2017, doi: 10.1109/ACCESS.2017.2675538.
- [22] Y. Yamamoto *et al.*, “Efficient Skin Temperature Sensor and Stable Gel-Less Sticky ECG Sensor for a Wearable Flexible Healthcare Patch,” *Advanced Healthcare Materials*, vol. 6, no. 17, p. 1700495, Sep. 2017, doi: <https://doi.org/10.1002/adhm.201700495>.
- [23] S. Wen, H. Heidari, A. Vilouras, and R. Dahiya, “A wearable fabric-based RFID skin temperature monitoring patch,” in *2016 IEEE SENSORS*, 2016, pp. 1–3. doi: 10.1109/ICSENS.2016.7808919.
- [24] S. Carreiro *et al.*, “Real-Time Mobile Detection of Drug Use with Wearable Biosensors: A Pilot Study,” *Journal of Medical Toxicology*, vol. 11, no. 1, pp. 73–79, 2015, doi: 10.1007/s13181-014-0439-7.
- [25] T. Chaudhuri, Y. C. Soh, H. Li, and L. Xie, “Machine learning driven personal comfort prediction by wearable sensing of pulse rate and skin temperature,” *Building and Environment*, vol. 170, p. 106615, Mar. 2020, doi: 10.1016/J.BUILDENV.2019.106615.
- [26] “MEMS Accelerometers.” <https://www.siliconsensing.com/technology/mems-accelerometers/> (accessed May 24, 2022).

- [27] M. Arif, M. Bilal, A. Kattan, and S. I. Ahamed, “Better Physical Activity Classification using Smartphone Acceleration Sensor,” *Journal of Medical Systems*, vol. 38, no. 9, p. 95, 2014, doi: 10.1007/s10916-014-0095-0.
- [28] S. B. Khojasteh, J. R. Villar, C. Chira, V. M. González, and E. la Cal, “Improving Fall Detection Using an On-Wrist Wearable Accelerometer,” *Sensors*, vol. 18, no. 5, 2018, doi: 10.3390/s18051350.
- [29] S. Chung *et al.*, “Real-world multimodal lifelog dataset for human behavior study,” *ETRI Journal*, vol. n/a, no. n/a, Dec. 2021, doi: <https://doi.org/10.4218/etrij.2020-0446>.
- [30] “Empatica E4.” <https://support.empatica.com/hc/en-us/articles/202581999-E4-wristband-technical-specifications> (accessed May 23, 2022).