

# Redskab til evaluering af gang hos patienter med normaltryks hydrocephalus – Et valideringsstudie



**AALBORG  
UNIVERSITET**

Udarbejdet af:

Thomas Hummelgaard og Mathias Sehested Hansen

Klinisk Videnskab og Teknologi, 4. semester

Aalborg Universitet, Aalborg



**AALBORG  
UNIVERSITET**

## **STUDENTERRAPPORT**

**Titel:** Redskab til evaluering af gang hos patienter med normaltryks hydrocephalus – Et valideringsstudie

**Projektperiode:** 01.02.2022-01.06.2022

**Projektgruppe:** kvf-f22-04-gr505

**Forfattere:**

Mathias Sehested Hansen

Thomas Hummelgaard

**Hovedvejleder:** Erika G. Spaich

**Antal anslag inkl. mellemrum:** 90.014

**Sideantal:** 55

**Antal bilag:** 6

**Afleveringsdato:** 01.06.2012

**Introduktion.** Befolkningsfremskrivning fra 2021 viser, at befolkningen over 80 år forventes at udgøre knap 53 % mere i 2030 end i dag. Den demografiske udvikling vil medføre øgede sundheds- og plejeudgifter, hvorfor der opstår et behov for effektivisering. Normaltryks hydrocephalus (NPH) er en hjernesygdom, hvor symptomerne omfatter progressiv mental svækkelse og demens, samt gangforstyrrelser, og hvor debutalderen er 70 år. Den fysioterapeutiske del af diagnosticeringen af NPH består af 10-meters gangtest, hvor der manuelt måles ganghastighed og skridtlængde. Sundhedsteknologier er blevet en almindelig del af sundhedsvæsenet, for at imødekomme problematikker, heriblandt demografisk udvikling. Formålet med projektet er at validere en udviklet algoritme der behandler data fra accelerometri, til detektion af skridt og tid, som værktøj i diagnosticeringen af NPH-patienter.

**Metode.** Projektet blev udarbejdet som et valideringsstudie der undersøgte kriterievaliditeten af en udviklet algoritme, hvor golden standard var kontrol ved video. Der blev inkluderet ti deltagere, som udførte to forskellige 10-meters gangtest protokoller med tre forskellige ganghastigheder, langsom, normal og hurtig. Hver ganghastighed blev udført tre gange. Den indsamlede data blev behandlet og analyseret ved brug af korrelationskoefficient og Bland-Altman plots.

**Resultater.** Resultaterne viste en statistisk sammenhæng ved skridt og tid mellem algoritmen og videokontrol på alle parametre ( $p < 0,016$ ). Ved antal skridt ses korrelationen ved langsom ganghastighed, på henholdsvis 0,749 og 0,686, og hurtig ganghastighed, 0,453 og 0,375. Ved tid ses korrelationen fra 0,830 og 0,813 ved langsom ganghastighed til 0,500 og 0,449 ved hurtig ganghastighed. Bland-Altman plots viser en positiv bias mellem 0,33 og 1,17. Projektets resultater viser at algoritmen med 95 % sikkerhed måler indenfor 0,18 m/s ved langsom ganghastighed og 0,40 m/s ved hurtig ganghastighed. Derudover ses det at algoritmen måler skridtlængde indenfor 0,13m ved langsom ganghastighed og 0,31m ved hurtig ganghastighed.

**Konklusion.** Projektet kan derfor konkludere, at accelerometri og algoritmen er i stand til at detektere skridt og tid, men at algoritmens detektion ikke var i overensstemmelse med videokontrol.

Rapportens indhold er frit tilgængeligt, men offentliggørelse (med kildeangivelse) må kun ske efter aftale med forfatterne.



**AALBORG  
UNIVERSITY**

## **STUDENT REPORT**

**Title:** Technology to assist the evaluation of gait in patients with normal pressure hydrocephalus - A validation study

**Project period:** Feb 01<sup>st</sup>, 2022 – Jun 1<sup>st</sup>, 2022

**Project group:** kvt-f22-04-gr505

**Authors:**

Mathias Sehested Hansen

Thomas Hummelgaard

**Supervisor:** Erika G. Spaich

**Characters incl. spaces:** 90.014

**Pages:** 55

**Appendixes:** 6

**Date of submission:** Jun 1<sup>st</sup>, 2022

**Introduction.** Population projection from 2021 shows that the population over the age of 80 is expected to account for almost 53% more in 2030 than today. The demographic development will lead to increased health care costs, which require a need for efficiency. Normal pressure hydrocephalus (NPH) is a brain disease where the symptoms include progressive mental impairment and dementia, as well as gait disorders, and in which the onset age is 70 years. The physiotherapeutic part of the diagnosis of NPH consists of a 10-meter walk test, in which gait speed and stride length are measured manually. Health technologies have become a common part of the health care system, to address issues, including demographic development. The purpose of this project is to validate and develop an algorithm that processes data from accelerometry, to detect steps and time, as a tool in the diagnosis of NPH patients.

**Method.** The project was developed as a validation study that examined the criterion validity of a developed algorithm, where the golden standard was control by video. Ten participants were recruited and performed two different 10-meter walk test protocols with three different gait speeds, slow, normal, and fast. Each walking speed was performed three times. The collected data were processed and analyzed using correlation coefficient and Bland-Altman plots.

**Results.** The results showed a statistical correlation in step and time between the algorithm and video control on all parameters ( $p < 0.016$ ). Total steps were revealing a correlation at slow walking speed, at 0.749 and 0.686, and fast walking speed, 0.453 and 0.375. Time recorded showed a correlation from 0.830 and 0.813 at slow walking speed to 0.500 and 0.449 at fast walking speed. Bland-Altman plots showed a positive bias between 0.33 and 1.17. The results of the project show that the algorithm with 95% certainty measures within 0.18 m/s at slow walking speed and 0.40 m/s at fast walking speed. In addition, it is observed that the algorithm measures stride length within 0.13m at slow walking speed and 0.31m at fast walking speed.

**Conclusion.** This project concludes that accelerometry and the algorithm are capable of detecting steps and time, but that the detection of the algorithm was not in agreement with video control.

The content of this project is publicly available, but citations (with references) are only allowed with permission from the authors.

# Forord

Dette specialeprojekt er udarbejdet af projektgruppe kvf-f22-04-gr505 på kandidatuddannelsen Klinisk Videnskab og Teknologi, ved Health Science and Technology (HST) på Aalborg Universitet. Gruppen består af to studerende med en professionsbachelor i fysioterapi. Specialeprojektet er udarbejdet i perioden, 1. februar til 1. juni 2022.

Specialeprojektet henvender sig til Fysio- og Ergoterapiafdelingen på Aalborg Universitetshospital Nord, men også til andre sundhedsprofessionelle og personer, der beskæftiger sig med teknologier til gang og normaltryks hydrocephalus.

Formålet med dette specialeprojekt er at validere en algoritme der behandler data fra accelerometri teknologi, til detektion af skridt og tid, som redskab til diagnosticering af patienter med normaltryks hydrocephalus.

Tak til lektor Erika G. Spaich for sparring, vejledning og konstruktiv feedback. Ligeledes skal der rettes en stor tak til Ph.d.-studerende Birgitte Hede Ebbesen for sparring i forbindelse med udarbejdelse af projektbeskrivelsen samt formidling af kontaktpersoner til specialeprojektet. Sidst skal der også rettes en stor tak til de personer, der har deltaget i forsøget i dette specialeprojekt.

Thomas Hummelgaard og Mathias S. Hansen  
Aalborg Universitet, 1. juni 2022

# Læsevejledning

Dette specialeprojekt indeholder 55 antal sider, fordelt på 10 antal kapitler med tilhørende afsnit, der anbefales at læses fortløbende. Derudover er der 6 bilag, der er placeret sidst i projektet.

Vancouver referencesystemet benyttes til håndtering af eksterne referencer, og fremgår dermed som tal. Ved henvisning, hvor en eller flere forfatternavne nævnes, vil referencen stå umiddelbart efter forfatternavn. Referencer vil være placeret i slutningen af en sætning og referere tilbage til den sidste skrevet sætning.

Tallene, 1-10, er skrevet med bogstaver, dog med undtagelse af tal ved overskrifter, figur- og tabeltekster, samt resultater.

Ved anvendelse af citater er disse skrevet i citationstegn, og referencen fremgår direkte efter citatet.

# Begrebsafklaring

**Automatisering:** I projektet forstås automatisering som en forbedring af effektiviteten og kvaliteten ved at indrette arbejdsgangen til ikke at skulle omfatte manuel detektion af skridt og tid.

**Center of mass:** Center of mass (CoM) betegner det punkt på et objekt, hvor dets masse er centreret (1).

**Cerebrospinalvæske:** Cerebrospinal fluid (CSF). CSF er den engelsk forkortelse af cerebrospinalvæske, som anvendes i projektet.

**Step length:** Afstanden mellem den første fods tåafsæt og den modsatte fods første tåafsæt (2).

**Stride length:** Afstanden fra tåafsæt på højre fod (startposition) til tåafsæt på højre fod (slutstilling). Distancen der tilbagelægges ved to "steps". (2)

**Sundhedsprofessionel:** "Sundhedsproducent der beslutter og udfører sundhedsaktiviteter i kraft af sit tilhørsforhold til en sundhedsproducerende enhed" (3).

**Sundhedsteknologi:** Anvendelse af teknologier og ydelser der er arbejdskraftbesparende og som er med til at øge kvaliteten i en ydelse samt kan hjælpe og assistere brugere inden for social- og sundhedsområdet (4).

**P-værdi:** Probability value. Statistisk beregning af sandsynligheden for, om resultat beror på en tilfældighed (5).

**Proof of concept:** Proof of concept forstås i dette projekt som en afprøvning med det formål at verificere, at et koncept eller teori har klinisk praktisk potentiale.

# Indholdsfortegnelse

1	Initierende undren .....	1
2	Problemanalyse .....	3
2.1	Normaltryks hydrocephalus .....	3
2.2	Behandling af normaltryks hydrocephalus .....	3
2.3	Diagnosticering af normaltryks hydrocephalus .....	4
2.3.1	Gangmønster .....	5
2.3.2	10-meters gangtest .....	5
2.4	Teknologi til automatisering af 10-meters gangtest .....	6
2.4.1	Accelerometri .....	6
3	Formål .....	11
3.1	Problemformulering .....	11
4	Metode .....	12
4.1	Litteratursøgning .....	12
4.2	Projektdesign .....	13
4.3	Deltagere .....	13
4.3.1	Rekruttering af forsøgsdeltagere .....	13
4.3.2	In- og eksklusionskriterier .....	13
4.4	Dataindsamling .....	14
4.4.1	Accelerometer .....	14
4.4.2	Videokontrol .....	15
4.5	Udførelse af gangtest og pilotforsøg .....	15
4.5.1	10-meters gangtest .....	15
4.5.2	Pilotforsøg .....	17
4.6	Databehandling .....	19
4.6.1	Algoritme .....	19
4.6.2	Statistiske beregning .....	21
4.7	Etiske overvejelser .....	22
5	Resultater .....	24
5.1	Antal skridt .....	25
5.1.1	Forsøgsdata .....	25

5.1.2	Korrelationskoefficient.....	26
5.1.3	Bland-Altman Plot .....	28
5.2	Tid.....	30
5.2.1	Forsøgsdata .....	30
5.2.2	Korrelationskoefficient.....	31
5.2.3	Bland-Altman Plot .....	33
5.3	Skridtlængde .....	35
5.4	Ganghastighed .....	36
6	Resultatdiskussion.....	38
6.1	Korrelation mellem algoritme og videokontrol.....	38
6.2	Overensstemmelse mellem algoritme og videokontrol.....	38
7	Metodediskussion .....	40
7.1	Litteratursøgning.....	40
7.2	Deltagere.....	40
7.3	10-Meters gangtest.....	41
7.3.1	Ganghastighed.....	41
7.4	Dataindsamling.....	42
7.4.1	Golden standard.....	42
7.4.2	Anvendt smartphone .....	43
7.5	Overførbare til praksis .....	43
8	Konklusion.....	45
9	Perspektivering.....	46
10	Referenceliste.....	47



# 1 Initierende undren

Befolkningsfremskrivning fra 2021, udarbejdet af Danmarks Statistik i samarbejde med Danish Research Institute for Economic Analysis and Modelling (DREAM), viser, at befolkningen over 80 år forventes at udgøre 53 % mere i 2030 end i dag. Dette svarer til 149.000 flere borgere over 80 år i Danmark (6), hvilket skal ses i sammenhæng med, at befolkningen forventes at stige med 3,5 % (7). Denne stigning vil betyde at ældre over 80 år, udgør mere end 7 % af den danske befolkning (7). Samtidig med at andelen af ældre vil stige, forventes der en mindre procentdel i den arbejdsdygtige alder, hvilket vil betyde, at der er færre til at kunne varetage plejeopgaver i fremtiden (6). Den demografiske udvikling vil samtidig medføre øgede sundheds- og plejeudgifter, da udgifterne stiger i takt med at borgeren bliver ældre (8).

De øgede sundheds- og plejeudgifter vil blandt andet ses ved gruppen af ældre med normaltryks hydrocephalus (NPH)(9). Ifølge Tan et al. (10) er NPH den mest almindelige form for hydrocephalus hos ældre (10). Den gennemsnitlige debutalder er omkring 70 år og litteraturen har vist, at forekomsten ikke er forbundet med køn (11,12). Eftersom NPH er en aldringsrelateret sygdom, konkluderede Martin-Laez et al. (13) at sygdommens udbredelse vil stige eksponentielt med alderen i fremtiden på grund af den øgede befolkningsvækst. Undersøgelser udført mellem 1986 og 2000 rapporterede en prævalens på 2,1 % hos ældre personer over 70 år. Populationsbaseret undersøgelser fra 2014 til 2020 har rapporteret en prævalens på 3,7 % hos personer over 65 år og 5,9 % hos personer over 80 år, stigende til 8,9 % i specifikke regioner (11,14,15).

På baggrund af den demografiske udvikling og de medfølgende omkostninger, er effektivisering og kvalificering blevet et nøgleord blandt landets regioner og kommuner, da det forventes, at der tilbydes samme niveau af ydelser for de samme penge (16). Derfor er der opstået et behov for digitale løsninger i sundhedssektoren, der kan føre til bedre og mere præcis diagnosticering og behandling (16). En rapport fra Danmarks Tekniske Universitet viser, at sundhedssektoren, ved hjælp af sundhedsteknologi, har formået at øge produktiviteten med 23 % fra 2009 til 2014, mens udgifterne er steget med knap 4 % (16).

Sundhedsteknologier er blevet en almindelig del af sundhedsvæsenet, og disse kan imødekomme problematikker der opstår på grund af den demografiske udvikling (16). Sundhedsteknologi

defineres som "Medikamenter, udstyr, medicinske og kirurgiske procedurer, der anvendes i sundhedsvæsenet, og de organisatoriske og understøttende systemer, inden for sundhedsydelser" (17). Sundhedsteknologier kan bidrage til en række af indsatser, der udføres i sundhedsvæsenet, fra forebyggelse og tidlig diagnosticering til behandling og rehabilitering (16). Sundhedsteknologi bliver en stadig mere integreret del af opgaveløsninger i sundhedsvæsenet, viser en rapport fra 2017 (16). Rapporten viser, at der anvendes mange forskellige former for sundhedsteknologi, såsom journalføring, indkøb og teknologier til diagnosticering, heriblandt billeddiagnostik og ganganalyse værktøjer, til at kunne sætte patienten i centrum og udnytte ressourcer (16,18). De diagnostiske kriterier for NPH er baseret på klinisk evaluering, som omfatter både subjektive og objektive komponenter (19,20). De subjektive komponenter består af det kliniske symptombillede, som fysioterapeuten observerer (19,20). De objektive komponenter består blandt andet af billeddiagnostik, samt ganganalyse, hvor skridtlængde og ganghastighed måles (19,20).

Ifølge procedurebeskrivelsen, Procedure for fysioterapeuter ved TAP-TEST af iNPH, fra Fysio- og Ergoterapiafdelingen, Aalborg Universitetshospital, ses det at der anvendes stopur til tid, og skridt tælles manuelt ved den fysioterapeutiske del af diagnosticeringen af NPH (se bilag 1). På baggrund af ovenstående kan man undre sig over, om sundhedsteknologier kan effektivisere diagnosticeringen af NPH yderligere i klinisk praksis (16), herunder hvilke måleparametre der kan kvalificere denne.

## 2 Problemanalyse

*I følgende afsnit udarbejdes problemanalysen baseret på den initierende undren med fokus på diagnosticering af normaltryks hydrocephalus. Derudover vil problemanalysen redegøre og problematisere teknologi ved den fysioterapeutiske del af diagnosticering af normaltryks hydrocephalus.*

### 2.1 Normaltryks hydrocephalus

NPH er en hjernesygdom, hvor overskydende cerebrospinalvæske (CSF) ophobes i hjernens ventrikler (9). Det opstår, hvis CSF-flow gennem hjerne og rygmarv er blokeret (9). Dette vil medføre forstørrede ventrikler, hvilket betyder øget pres på hjernen (21). Symptomerne omfatter progressiv mental svækkelse og demens, gangforstyrrelser, samt nedsat blærekontrol (9). Patienten vil også kunne opleve langsomme bevægelser og følelsen af "fastlåste" fødder (9). Symptomerne ses lig lidelser, som Alzheimers sygdom, Parkinsons sygdom og Creutzfeldt-Jakobs sygdom, hvilket kan medføre at NPH fejldiagnosticeres (21). Det ses derfor også, at flere tilfælde, ikke bliver diagnosticeret og dermed ikke behandles (9). Symptomerne forværres, som regel, over tid, hvis tilstanden ikke behandles. Ved succesfuld diagnosticering og behandling vil nogle patienter genvinde fuld funktion og livskvalitet (21).

### 2.2 Behandling af normaltryks hydrocephalus

Behandlingen af NPH er indsættelse af en shunt, som er en kunstig hydraulisk forbindelse mellem forskellige rum i kroppen (22). Formålet med at indsætte en shunt er, at drænere væske fra et sted i kroppen, til et andet sted, hvor væsken kan absorberes (19). Den typisk anvendte shunt til NPH patienter er et ventrikulo-peritoneal (VP) shunt, som anlægges i ventriklerne, og forbindes med peritoneum, hvor den overskydende CSF kan optages (22). Mellem 60 – 80 % af patienterne som modtager en shunt oplever forbedring af deres symptomer (9). Formålet med behandlingen er at forbedre de symptomer som patienten måtte være henvist med, og som er påvist i diagnostikken (9). Nogle patienter har kun forbedring af en eller to symptomer efter indsættelse af shunt, hvor de resterende symptomer ikke ændrer sig (9). I de fleste tilfælde skyldes dette at symptomet relatere

sig til en anden problematik, som efterfølgende skal diagnosticeres og behandles (9). I litteraturen beskrives også hvordan nogle patienter oplever forværring af symptomer, eller anden ubehag efter indsættelse af shunt (9,23). Derudover er behandlingen af NPH forbundet med komplikationer, som kan relatere sig til shunt proceduren (9,23). Et review som gennemgik 30 studier og 1573 patienter fra 2006 til 2019, viste følgende komplikationer relateret til operationen: dødelighed 0.2 %, subduralt hæmatom 4,5 %, intrakraniell blødning 0.2 % og infektion 3,5 % (23). Gruppen af patienter som modtager shunt behandling for NPH har desuden ofte overlappende komorbiditeter som, Alzheimers sygdom, Parkinsons sygdom, spinalstenose, ledsygdomme samt neuropati (23).

## 2.3 Diagnosticering af normaltryks hydrocephalus

NPH er karakteriseret ved kronisk ventrikulær dilation, som diagnosticeres ved brug af MR-skanningsteknologi, samt normalt tryk i CSF (24). Til at undersøge tryk i CSF, anvendes en tap test, som foretages ved at udtrække spinalvæske fra spinalkanalen i den lumbale region. De kliniske forbedringer efter denne test anvendes som prognosen for effekten af en efterfølgende indsættelse af shunt (25). Diagnosticering af kliniske symptomer ved NPH vurderes på baggrund af objektive og subjektive gangforstyrrelser, nedsat kognitiv evne, vandladningsproblemer samt ventrikulær dilation (26). Det beskrives i litteraturen at det ofte er besværligt at diagnosticere NPH på grund af variabiliteten i det kliniske billede samt årsagsbilledet (24). Af den grund er det ofte ved at ekskludere andre neurologiske sygdomme, fordi deres behandling ikke er effektiv, at man kan diagnosticere NPH. Dette kan betyde en forsinket diagnosticering, som kan medføre en forværring i tilstanden, hvor behandling med shunt ikke længere er effektivt (24). Karakteristisk for diagnosticering af NPH er en målbar ændring i gangmønstret før og efter tap test (27).

Denne målbare ændring kan ifølge Song et al. (27) defineres som forbedret ganghastighed og skridtlængde (step). Skridtlængde kan defineres både som "stride length", defineret som fuld gangcyklus og "step length", defineret som halv gangcyklus. Disse kan beregnes ved hjælp af en 10 meters gangtest. Den målbare ændring kan, ifølge litteraturen, måles ved en forbedring af skridtlængde eller ganghastighed på 5 % (28–31), 10 % (32) eller 20 % (33). Dog er brugen af disse cut off værdier vilkårlige og mangler videnskabelig evaluering (34).

### 2.3.1 Gangmønster

Kendetegnene ved det kliniske gangmønster hos NPH-patienter ses oftest som hypokinetisk gang, der er karakteriseret ved reduceret skridtlængde, reduceret skridthøjde og en typisk forstyrrelse i den dynamiske ligevægt (35,36). Skridtlængden ses symmetrisk, men varierende fra trin til trin og der ses "frysning" af bevægelse hos op til en tredjedel af patienterne (35). Gangrelaterede bevægelser, som kropsbevægelse og armsving, observeres som relativt bevarede. Derudover bliver gangen ustabil og langsom, samtidig med at træning heraf ikke viser effekt (36).

Afstanden mellem fod og gulv ses markant reduceret, samtidig med at trinbredden forstørres og fødderne roteres udad (35,36). Den normale variabilitet af trinbredde og fodvinkler ses reduceret, hvilket medfører en utilstrækkelig kompensation af kropssvaj (35,36). Dette gangmønster fortolkes som en beskyttende strategi til at stabilisere gangbevægelsen (35,36). Ifølge Stolze et al. (35) tyder disse resultater på, at en forstyrret dynamisk ligevægt under gang, er et vigtigt kendetegn ved gangmønsteret hos NPH-patienter.

### 2.3.2 10-meters gangtest

Et redskab som ofte er anvendt i forbindelse med vurdering af gangfunktion, er 10-meters gangtest. Denne test måler specifikt gennemsnitshastigheden, ved enten komfortabel eller maksimal hastighed (37). Testen er desuden billig, hurtig at bruge og har god reliabilitet og validitet (38). Der er beskrevet forskellige standardiseringer for udførelsen af 10-meters gangtest, men det er uklart hvordan disse standardiseringer påvirker testresultaterne og fortolkning heraf (39). Der er i litteraturen fremsøgt to hyppigt anvendte metoder at opsætte og udføre 10-meters gangtest korrekt, hvor måledistance var henholdsvis 6- og 10 meter (40).

Data fra 10-meters gangtest kan anvendes til at beregne ganghastighed og skridtlængde. Til beregning af ganghastighed anvendes tiden for gennemførelse og afstanden for den anvendte protokol. Derudover anvendes antallet af skridt til at beregne skridtlængden (41). Formlerne ses således:

$$\text{Ganghastighed} = \text{total distance} / \text{tid}$$

$$\text{Skridtlængde} = \text{total distance} / \text{antal skridt}$$

Som tidligere nævnt er gangforstyrrelser et af de symptomer der ses ved NPH (35,36). Ganganalyse er derfor et redskab, der anvendes af sundhedsprofessionelle, til at vurdere om symptomerne forværres eller forbedres efter tap test (35,36). Til at vurdere de subjektive symptomer, før og efter, anvendes det kliniske blik, og det er derfor vigtigt at den sundhedsprofessionelle har mulighed for at udføre denne vurdering tilstrækkeligt (36). Hvis sundhedsprofessionelle ikke har optimale betingelser for at anvende deres kliniske blik, kan dette føre til fejl i diagnosticeringen (42). Det er derfor relevant at undersøge muligheden for at frigøre sundhedsprofessionelles ressourcer ved hjælp af teknologi. Ved anvendelse af sådan teknologi kan dele af diagnosticeringen automatiseres, og sundhedsprofessionelle får herved potentielt frigivet ressourcer, som kan reducere fejl i diagnosticering (42).

## 2.4 Teknologi til automatisering af 10-meters gangtest

Indenfor teknologi til detektion af skridt og tid ved 10 meters gangtest findes komplekse teknologier som eksempelvis GAITRite (43) og VICON (44). GAITRite anvender tryksensorer som er indbygget i et underlag der kan rulles ud, og betrædes af en person (43). Software kan efterfølgende beregne blandt andet ganghastighed, skridtlængde, trykfordeling og gangmønster (43). Denne teknologi er relativ nem at anvende, og tager kort tid at sætte op og klargøre til brug (43). VICON er et videosystem, som anvender syv kameraer til at observere og vurdere en person som udfører en 10-meters gangtest (44). Det indsamlede videodata analyseres herefter af software, som kan udregne ganghastighed, skridtlængde, skridttid, standtid og skridthøjde (44). Fælles for både GAITRite og VICON er at de er relativt dyre at anskaffe, og specielt VICON forudsætter en forsøgsopsætning som tillader opsætning af syv kameraer i den korrekte position (43,44). Et alternativ til GAITRite og VICON er accelerometri, som ved hjælp af en algoritme kan detektere tid og skridt ved anvendelse af et accelerometer (40).

### 2.4.1 Accelerometri

Et accelerometer er en sensor der anvendes til måling af accelerationskræfter, for et objekts bevægelse (45). Der ses to typer af accelerationskræfter: statiske og dynamiske kræfter (45).

Statiske kræfter er en konstant kraft der påføres objektet, såsom friktion eller tyngdekraft (45). Dynamiske kræfter er bevægende kræfter der påføres objektet med forskellige hastigheder, som vibration, bevægelse eller stød (45). Den mest anvendte type af accelerometer er det capacitive accelerometer, der anvender ændring i elektrisk kapacitans til at bestemme objektets acceleration. Når sensoren undergår acceleration, ændres afstanden mellem kondensatorpladerne, hvilket omsættes til et elektronisk signal med tre akser, X, Y og Z (46,47).

Moderne teknologi har gjort det muligt at fremstille accelerometre, der er relativt bærbare og lette at konfigurere til drift. Disse omtales ofte som Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) accelerometere (45). På grund af deres størrelse og overkommelige pris er de indlejret i håndholdte elektroniske enheder, som telefoner, tablets og videospils-controllere (46).

#### *2.4.1.1 Algoritme til behandling af data*

Accelerometri har vist sig at være nyttig til anvendelse af detektion af skridt. Detektionen gøres muligt ved hjælp af en algoritme, der kan behandle data fra accelerometeret (46). Ved skridt detektion ses tre typiske metoder til behandling af data: tærskeltilgang (47,48), peak-detektion (48–50) og "zero crossing" detektion (48,51,52).

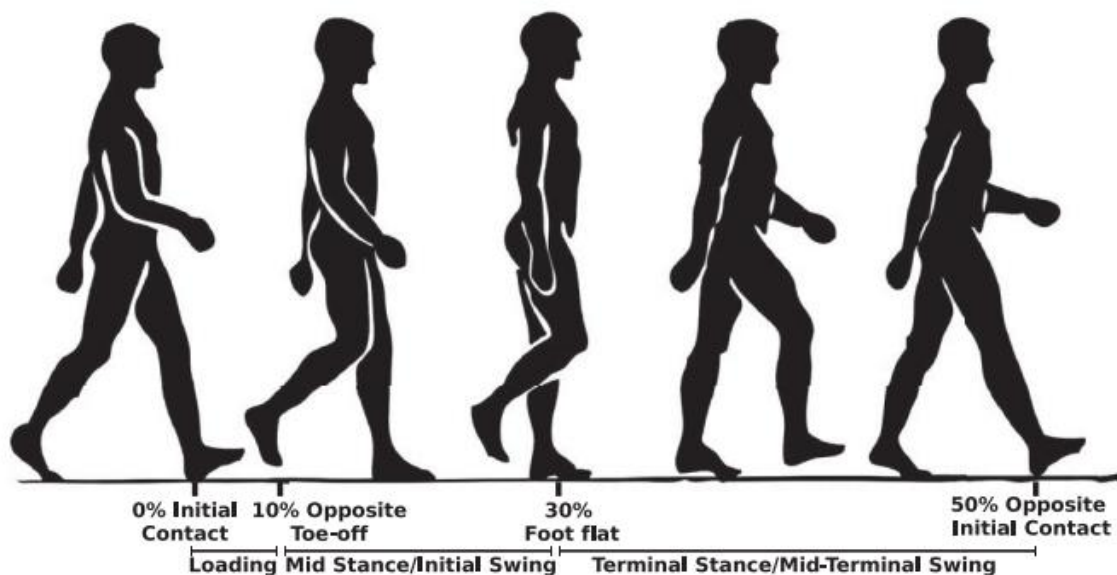
Ved tærskeltilgangen sættes en tærskel, hvor der ved overskridelse detekteres et skridt. Denne metode anses som den mest simple, men der kan opstå problemer ved udvælgelse af en optimal tærskel, der kan anvendes ved forskellige ganghastigheder (48). Hvis tærsklen sættes for lavt, vil algoritmen være mere sensitiv og dermed øge risikoen for et forkert detekteret skridt. Modsat vil risikoen øges for en manglende detektion af skridt, hvis tærsklen sættes for højt (48). Ved peak-detektion estimeres antallet af skridt baseret på antallet af peaks i sensoriske data. Denne metode er ikke afhængig af foruddefinerede tærskler, men kan være sensitiv overfor interferenspeaks på grund af miljøstøj og forstyrrelser (48). "Zero crossing" tilgangen detekterer skridt ved at detektere antallet af zero crossings i sensoriske data. Denne tilgang er påvirkelig af miljøstøj (48).

Det ses at ganghastighed har en betydning for algoritmens evne til at detektere skridt korrekt ved brug af accelerometer teknologi (53). Litteraturen viser at reduceret ganghastighed fører til en lavere acceleration ved center of mass (53–55). Hvis accelerationen derfor ikke når tærsklen for den specifikke algoritme, vil antallet af skridt blive undervurderet (53–55). Derudover ses det, at evnen

til at detektere skridt korrekt forbedres ved hurtigere ganghastigheder (53–55). Ved anvendelse af flere accelerometre vil mulighederne for mere kompleks detektering øges, som dog vil forudsætte et større og mere kompleks setup. (2).

#### 2.4.1.2 Accelerometridata under gang

Gang involverer nerve-, somatosensoriske og muskuloskeletale systemer, og input fra hvert system bestemmes af ganghastigheden (56). En gangcyklus består af et fuldt "stride" eller en tilsvarende sekvens af to "steps" (2). Et "step" er defineret som intervallet mellem hælisset og karakteriseres med følgende faser, hvilket også illustreres i figur 1:



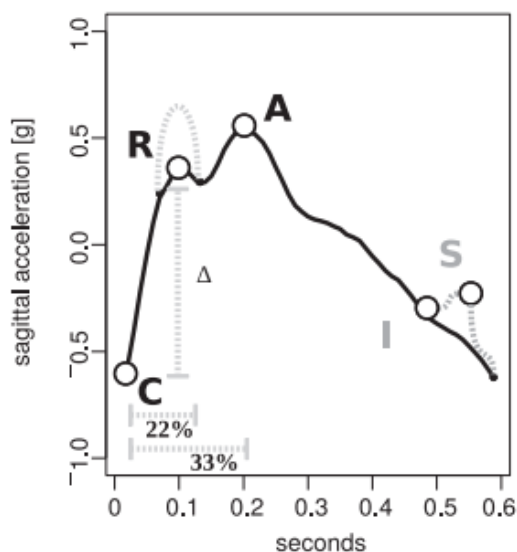
Figur 1 Illustration af et "step" (2).

Første fase består af hælisset (initial contact). Hælisset opstår i de første 0-2 % af gangcyklussen, når foden kommer i kontakt med underlaget (57). Ved hælisset ses den lodrette kraftpåvirkning, hvilket påvirker center of mass med et maksimum på 120-150 % af kropsvægten under gang (58). Ankelledets position under hælisset bestemmer kraftpåvirkningen, som kommer til udtryk i accelerationssignalet (2). I figur 2, ses total acceleration for x,y og z ved gang, hvor accelerometeret er placeret omkring center of mass (2). Hælisset ses i figur 2, som C, hvor accelerationen er mindst (2). Anden fase består af "loading response" fase. Denne fase optager ca. 10 % af gangcyklussen, fra



hælisæt til tåafsæt på modsatte fod (2). Under denne fase kommer foden i fuld kontakt med underlaget, knæet flekteres og kropsvægt overføres til standbenet (2). Tredje fase består af svingfase frem til hælisæt og udgør ca. 10-50 % af gangcyklussen (57). Under denne fase er kropsvægten på ét ben, og kroppen begynder at bevæge sig fra absorbering af kraft til fremdrift (56).

Ved hælisæt på højre fod, begynder anklen på venstre fod at plantarflektere (2). Venstre hæl bevæger sig derefter væk fra underlaget, og når højre forfod når underlaget vil svangen på den modsatte fod igangsætte tåafsæt (2). Disse handlinger skubber kroppen opad og fremad, hvilket giver et peak på accelerometerdata, og kan ses som R-A (Rise and Advance) på figur 2 (2). R-A ses ved hvert skridt, på både højre og venstre ben. R svarer til øjeblikket hvor forfoden rammer underlaget, mens A svarer til tåafsæt på modsatte fod (2). Efter R-A peaket vil accelerationen falde, indtil næste hælisæt (2).



Figur 2 Accelerometer signal ved gang, hvor accelerometer er placeret ved center of mass. C: Contact (Hælisæt). R-A: Rise and Advance (Tåafsæt). I: Inflection. S: Swing. (2)

Antallet af skridt og tid observeret i forbindelse med anvendelse af 10-meters gangtest af patienter med NPH udføres ved manuel tælling af skridt og stopur i klinisk praksis. Anvendelse af stopur til måling af tid i forbindelse med gangtest er dog forbundet med risiko for fejlmålinger, og testerens

subjektivitet (59). Ved anvendelse af accelerometri og algoritme vil man kunne tælle skridt og måle tid. Der er aktuelt ikke fundet litteratur som har undersøgt anvendeligheden af den diagnostiske præcision af accelerometri med tilhørende algoritme til diagnosticering af NPH-patienter. Derfor vil det være relevant at validere en algoritme der behandler data fra denne teknologi til at automatisere den fysioterapeutiske del af diagnosticeringen af NPH-patienter.

## 3 Formål

Formålet med dette projekt er at validere en udviklet algoritme der behandler data fra accelerometri teknologi, til detektion af skridt og tid, som værktøj til diagnosticering af NPH-patienter. Dette testes med brug af forskellige ganghastigheder og to variationer af 10-meters gangtest. Herudover undersøges det om ganghastighed og variationer af 10-meters gangtest har indflydelse på resultatet og fortolkningen af den indsamlede data.

### 3.1 Problemformulering

Kan indsamling af skridt og tid, i diagnostikken af normaltryks hydrocephalus, automatiseres ved brug af en udviklet algoritme til behandling af accelerometerdata?

## 4 Metode

*I følgende afsnit beskrives den anvendte metodetilgang for projektet. Projektets metodiske valg og overvejelser i relation til indhentning af viden, projektdesign, forsøgsopsætning, dataindsamling og databehandling bliver gennemgået.*

### 4.1 Litteratursøgning

Projektets indledende litteratursøgning blev udført med søgninger på databaserne Pubmed, Embase samt Google og Google Scholar, for at skabe et indblik i den eksisterende viden på området. Der blev i denne proces fremsøgt viden om NPH og herunder teknologi, diagnosticering og behandling. Disse søgninger samt projektforslaget fra projektets samarbejdspartner dannede grundlag for projektets initierende undren.

Som grundlag for problemanalysen blev der anvendt systematisk bloksøgning på databaserne Pubmed, Embase og Scopus, som blev opdelt i 3 blokke. Denne søgning blev desuden suppleret af flere ikke-systematiske søgninger. Ikke-systematiske søgninger, som ikke er opsat ved bloksøgning, indeholder søgninger på de anvendte databaser og er efterfølgende kritisk vurderet. Der blev opstillet in- og eksklusionskriterier for udvælgelsen af studierne. Der blev desuden udført kædesøgninger på de studier, som blev udvalgt igennem den systematiske søgning, og kritiske gennemgang. Der blev i metode- og diskussionsafsnittet anvendt systematisk søgning af litteratur i databaserne Pubmed, Embase og Scopus. Eksempel på systematisk litteratursøgning ses i bilag 2.

I den systematiske litteratursøgning blev der anvendt boolske operatorer til enten at udvide eller indsnævre søgningen. Der blev desuden anvendt frasesøgning til at præcisere søgningerne yderligere. For at sikre inkludering af studier indeholdende søgetermer som kunne staves på forskellige måder eller med forskellige endelser, blev der anvendt trunkering. Udvalgte studier kan ses i PRISMA flowdiagram, bilag 2. Studiernes kvalitet blev kritisk vurderet ud fra CASP-tjeklister (60).

## 4.2 Projektdesign

Til besvarelse af projektets problemformulering blev der valgt et valideringsstudiedesign. Formålet var at undersøge en algoritmes kriterievaliditet til detektering af skridt og tid, ved at sammenligne med golden standard, videokontrol (61). Som en del af forsøgsdesignet udførte forsøgspersonerne to forskellige protokoller for 10-meters gangtest på en opmålt bane. Skridttælling og tidtagning blev udregnet med en algoritme udarbejdet i MatLab, undersøgt ved tre forskellige ganghastigheder, da validitet ses påvirket af ganghastighed (62). For at opnå flere forskellige ganghastigheder blev deltagerne instrueret i at gå langsom, normal og hurtig. Dette blev gjort for at sikre at algoritmen ville kunne detektere skridt og tid ved forskellige hastigheder. Til detektering af skridt for begge ben blev ét accelerometer placeret på brystet. Litteraturen viser, at én sensor placeret tæt på personens center of mass repræsenterer kroppens accelerationer (2).

## 4.3 Deltagere

### 4.3.1 Rekruttering af forsøgsdeltagere

Rekruttering af deltagere foregik internt på projektgruppens hold samt netværk og nære bekendte. Deltagerne blev ved rekruttering fremvist deltagerinformation, hvilket foregik minimum ét døgn før udførelse. Deltagerinformationen blev anvendt til at informere om projektets formål, samt at oplyse om kontaktinformation. Derudover fik deltagerne udleveret samtykkeerklæring til underskrift før deltagelse, hvor de gav samtykke til behandling og opbevaring af data. Deltagerinformation og samtykkeerklæring ses i bilag 3.

### 4.3.2 In- og eksklusionskriterier

Til projektet blev der rekrutteret raske personer. Dette blev gjort som en del af proof of concept, hvor formålet var at validere algoritmens evne til at behandle accelerometridata, for at detektere skridt og tid. Aktuelt inkluderes derfor ikke NPH-patienter da denne patientgruppe har varierende funktionsniveau på baggrund af deres sygdom (9). De opstillede in- og eksklusionskriterier ses i tabel 1.

Tabel 1 In- og eksklusionskriterier

Inklusionskriterier	Eksklusionskriterier
<ul style="list-style-type: none"><li>- Alder: Over 18 år</li><li>- Taler og forstår dansk</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>- Kroniske smerter</li><li>- Balanceforstyrrelse</li><li>- Lidelser der påvirker gang</li><li>- Påvirkning af alkohol og rusmidler</li><li>- Medicin der påvirker gang</li><li>- Syns- og høreforstyrrelser</li><li>- Anvendelse af ganghjælpemidler</li></ul>

Et inklusionskriterie i projektet var, at deltagerne skulle være over 18 år, og dermed myndige. Dette var en forudsætning for at opnå samtykke til, at data måtte anvendes i forbindelse med projektet (63,64). Derudover blev der opstillet et inklusionskriterie omhandlende at kunne tale og forstå dansk. Dette var en forudsætning for at kunne forstå og gennemføre forsøget. Derudover blev alt information tilhørende projektet udarbejdet på dansk. Eksklusionskriterierne blev opstillet med henblik på at definere en rask deltager, som desuden ikke var påvirket på anden vis som kunne påvirke deltagerens gangmønster.

## 4.4 Dataindsamling

### 4.4.1 Accelerometer

Til indsamling af data blev accelerometeret i en Samsung Galaxy S21 5G anvendt. Accelerometeret blev anvendt ved hjælp af androidappen "MATLAB mobile" (Version 5.8.0) (65), som gjorde det muligt at uploade data direkte til MatLab R2020b. Den uploadede data blev lagret på Mablabs Drive indtil den blev downloadet til de forsøgsansvarliges computer. Data på Matlab Drive blev slettet efter filerne var downloadet. Beskrivelse af dataindsamling kan ses i standard operating procedure (SOP), bilag 3.

## 4.4.2 Videokontrol

Videokontrol blev i dette projekt valgt som golden standard, da denne metode er hyppigt anvendt og valideret som kontrol og vurdering af gangsekvenser (66,67). Videokameraet blev placeret stationært således forsøgsdeltageren blev filmet fra siden, igennem hele gangsekvensen, se figur 3. Det anvendte kamera sad i en Iphone 10 pro, som optog med 1080p HD-videooptagelse med 60 billeder i sekundet. På videooptagelsen blev tiden registreret ved brug af timestamps.

## 4.5 Udførelse af gangtest og pilotforsøg

### 4.5.1 10-meters gangtest

Til projektet blev der valgt to hyppigt anvendte metoder til at opsætte og udføre 10-meters gangtest, hvor måledistance var henholdsvis 6- og 10 meter. De to forskellige gangdistancer ses illustreret i figur 3, med anvendte målemærker. Disse to metoder blev inkluderet i projektet, for at undersøge om variationer af 10-meters gangtest havde indflydelse på den indsamlede data.

Antal skridt blev registreret ved første tåafsæt efter målemærket blev krydset, og sidste tåafsæt inden sidste målemærke krydses. Skridt defineres ved tåafsæt, da det som tidligere nævnt, er sammenligneligt med det største peak der ses på accelerometerets signal (2).



Figur 3 Illustration af forsøgsopsætningen til den primære dataindsamling. Alle dataopsamlings markeringerne er skrevet og markeret med pil.

#### 4.5.1.1 10-meters gangtest (6 meters måledistance)

Gangdistancen, se figur 3, blev opmålt ved at placere tape ved 0 meter (start) og ti meter (slut) som markerede den distance som forsøgsdeltageren skulle gå. Derudover blev to og otte meter markeret med tape, som markerede den distance hvor skridt og tid blev målt (68). Tiden blev målt, via timestamps i videooptagelse, fra forsøgsdeltagerens første fod krydsede to meter mærket, og afsluttet når otte meter mærket blev krydset (68). Antal skridt og tid fra to- til otte meter mærket blev noteret i case report form (CRF) dokumentet, som kan ses i bilag 6.

#### 4.5.1.2 10-meters gangtest (10 meters måledistance)

10-meters måledistance blev opmålt ved at placere tape ved 0 meter (start) og 14 meter (slut) som markerede den distance som forsøgsdeltageren skulle gå. Derudover blev to og 12 meter markeret med tape, som markerede den distance hvor skridt og tid blev målt (69) Tiden blev målt fra forsøgsdeltageren krydsede to meter mærket, og afsluttet når 12 meter mærket blev krydset (69). Antal skridt og tid fra to- til 12 meters mærket blev noteret i CRF dokumentet.

#### 4.5.1.3 Ganghastighed

Forsøgsdeltageren blev instrueret i at gå med tre forskellige hastigheder, og hver hastighed blev testet tre gange. Instruktion af forsøgsdeltageren kan ses i bilag 3, SOP. Forud for dataoptagelse



blev forsøgsdeltageren instrueret i at gå med normal hastighed, for at opnå en reference. Ved langsom ganghastighed blev forsøgspersonen instrueret i at gå med en lavere ganghastighed end deres normale. Ved normal ganghastighed skulle forsøgspersonen gå i normalt tempo. Og ved hurtig ganghastighed skulle forsøgspersonen gå så hurtigt som muligt.

#### 4.5.1.4 Placering af accelerometer

Den anvendte smartphone blev placeret centralt på brystet af forsøgsdeltageren med velcrobånd, hvilket ses illustreret i figur 4. Smartphonen er placeret med velcrobånd, for at mindske sensitiviteten for interferensspeaks på grund af miljøstøj og forstyrrelser (48). Litteraturen beskriver hvordan accelerometerets placering centralt på brystet kunne producere pålidelig data, til detektering af skridt med samme pålidelighed som placering på ankel og talje (70,71).



Figur 4 Illustration af smartphone fastspændt med velcrobånd.

## 4.5.2 Pilotforsøg

### 4.5.2.1 Test af Case Report Form og Standard Operating Procedure

I forbindelse med pilotforsøgene blev SOP, se bilag 3, samt CRF, se bilag 6, udviklet og kvalitetssikret. Formålet ved denne proces var at afprøve SOP og CRF i en forsøgsopsætning som kunne afdække

eventuelle fejl, mangler eller opmærksomhedspunkter i forbindelse med dataindsamlingen. Pilotforsøget var opbygget så begge forsøgsansvarlige gennemgik SOP og CRF i en forsøgsopstilling, hvor forsøgsansvarlige skiftevis var instruktør og forsøgsdeltager. På baggrund af denne proces blev der ændret struktur i SOP fordi den instruerende beskrivelse af forsøget blev for lang og upræcis. Det blev desuden konkluderet at én forsøgsansvarlig ikke var tilstrækkelig til at udføre videooptag, tidtagning med stopur, samt start og stop af accelerometer. På baggrund af dette blev det derfor valgt at opsætte stationært kamera som ville filme hele sekvensen med forsøgspersonen, og den forsøgsansvarlige skulle herfor kun sørge for at aktivere kameraet én gang for hver forsøgsdeltager. Herved ville tiden blive noteret automatisk i forbindelse med videooptagelsen på videokameraet. Der blev på baggrund af pilotforsøget også konkluderet at det ville tage 10 – 15 minutter pr. forsøgsdeltager at modtage instruktion og udføre forsøget.

#### *4.5.2.2 Valg af ganghastigheder*

Under pilotforsøget blev i alt seks gangmønstre testet: normal ganghastighed, hurtig ganghastighed, langsom ganghastighed, slæbende skridt med let nedsat ganghastighed, bredsporet gang med udadvendte fødder og gang med høje skridt. Disse blev valgt på grund af et typisk gangmønster hos NPH-patienter (35,36). Resultatet af pilotforsøget viste at den optagede data kunne repræsenteres ved at vælge tre ganghastigheder; langsom, normal og hurtig ganghastighed. Hurtig gang havde de største påvirkninger i acceleration, og dermed de højeste peaks i accelerometerdata. Langsom gang havde de laveste peaks ved total acceleration af alle typer af den testede gang.

#### *4.5.2.3 Kameravinkel til optagelse af gang*

Der blev opstillet et kamera, for at kunne opnå en præcis skridttælling og tidsangivelse. Kameraet blev opsat, så det var muligt at observere hvornår start- og slutpunktet blev krydset. Kameravinklen blev testet ved at én forsøgsperson gik testdistancen på 14 meter, hvor der henholdsvis blev filmet forfra, bagfra og fra siden. Der blev desuden testet både stationær opsætning af kamera samt håndholdt kamera. Det bedste resultat blev vurderet til at være stationært kamera, med en kameravinkel fra siden af gangdistancen. Dette blev vurderet ud fra sikkerheden i skridttællingen, samt den mest præcise vinkel til at vurdere hvornår forsøgsdeltageren krydsede dataopsamlingspunkterne.

#### 4.5.2.4 Placering af accelerometer

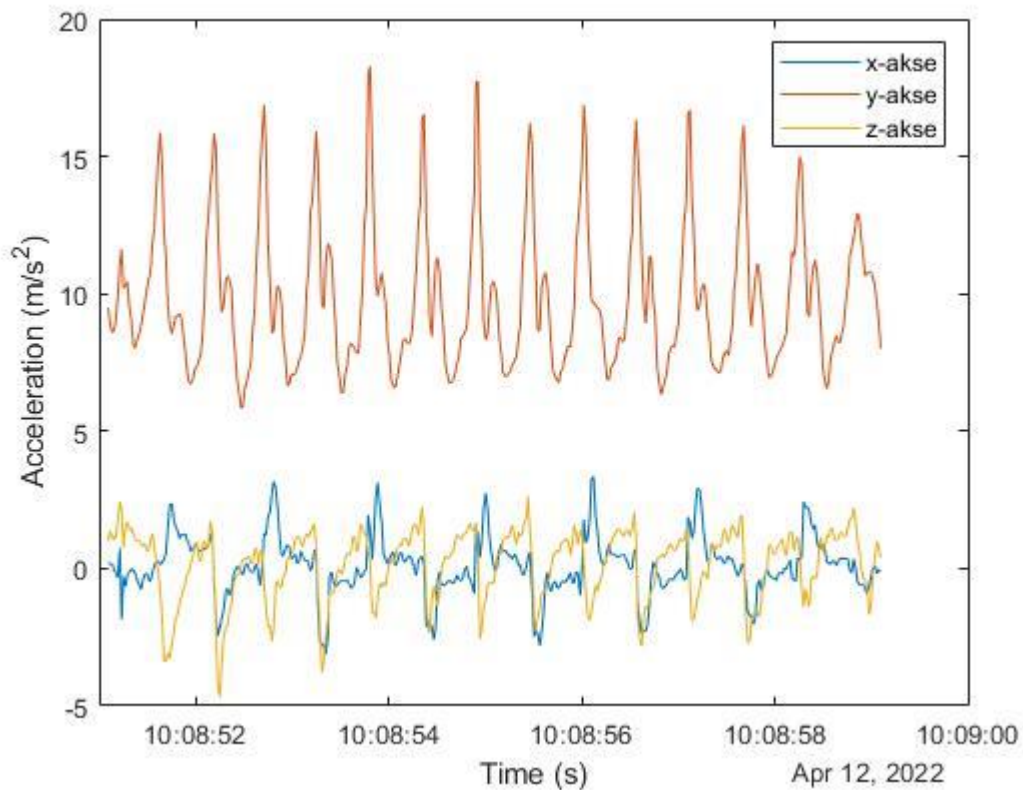
Med udgangspunkt i den tidligere beskrevet viden om accelerometerets placering blev denne testet på henholdsvis, ankel, talje og bryst. Formålet var her at finde den placering som ville sikre kvaliteten af den indsamlede data. Datakvaliteten blev vurderet ud fra hvor tydeligt man kunne skelne de forskellige dele af gangsekvensen i den plottede data fra accelerometeret.

Placering af smartphone centralt på brystet blev vurderet i forbindelse med pilotforsøget. Tre forskellige metoder blev testet; håndholdt med en eller begge hænder, fastholdt med velcrobånd, fastholdt med elastikbånd. De tre forskellige metoder producerede sammenlignelige data, og det blev derfor valgt at anvende velcrobånd. Dette tillod større grad af individuel tilpasning hos forsøgsparticipanterne. Smartphonen blev fastspændt for at minimere påvirkninger af accelerometeret, som kunne give interferens i den indsamlede data (72). Smartphonen skulle desuden vende med skærmen væk fra kroppen således skærmen kunne tilgås fra den forsøgsansvarlige.

## 4.6 Databehandling

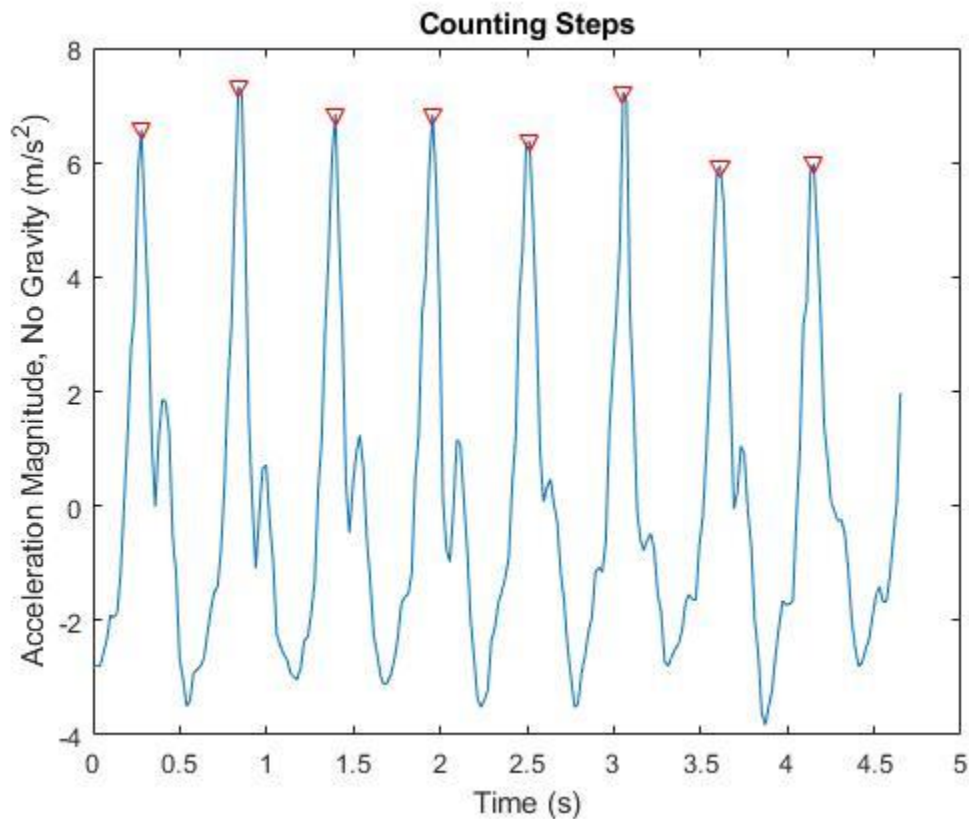
### 4.6.1 Algoritme

Den totale acceleration blev udregnet ved at kombinere x, y og z, svarende til lodret-, fremad- og sideacceleration ved normal gang, hvilket set i figur 5. Den totale acceleration, viser påvirkningen af accelerometeret, og udregnes ved følgende formel:  $\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$  (73). Accelerometerets totale acceleration gør det muligt at detektere skridt uanset accelerometerets orientering, og ses i figur 6 (73,74).



Figur 5 Illustration af accelerometer signal ved gang. Signal fra x-akse, transversal, ses som blå. Y-akse, longitudinal, som orange. Z-akse, sagital, som gul.

Ud fra projektets optagede data blev der udarbejdet et script i MatLab R2020b Update 4 (9.9.0.1570001), der havde til formål at detektere skridt og tid, fra to til otte meter, samt to til 12 meter. Derfor indekseres, 6 meters protokol, ud fra den gennemsnitlige målte tid fra 0 til to meter, som "ramp up", og fra otte til 14 meter, som "ramp down". Ved 10 meters protokol indekseres 0 til to meter, som "ramp up", og "ramp down" indekseres som 12 til 14 meter. Algoritmens input var accelerometerdata, hvorefter output var antallet af skridt og tid mellem målemærkerne. På figur 6 ses data illustreret fra den udviklede algoritme ved en 10-meters gangtest. Illustrationen viste at skridt, ved hjælp af peak-detektion, kunne identificeres (48). Den udviklede algoritme ses i bilag 4.



Figur 6 Illustration af accelerometer signal, plot fra MatLab. Peaks detektion af skridt, ses ved røde markeringer.

Ved udarbejdelse af algoritmen er der anvendt peak detektion tilgangen, da denne ikke er afhængig af foruddefinerede tærskler, og dermed kan detektere skridt ved flere hastigheder (48). Til detektion af peaks anvendes MatLab add-on, "Signal Processing Toolbox", der tilføjer funktioner der gør det muligt at analysere, behandle og udtrække data fra samplede signaler (75).

## 4.6.2 Statistiske beregning

I projektets CRF er data inddelt efter protokol og ganghastigheder. De statistiske beregninger blev foretaget i SPSS til Windows, Version 27.0 (76). Signifikansniveauet blev i dette projekt sat til  $\alpha = 0,05$  og resultater med en p-værdi  $< 0,05$  blev derfor anset for at være statistisk signifikante.

### 4.6.2.1 Normalfordelingstest

Forud for databehandling blev normalfordelingstesten, Shapiro-Wilks, udført for at teste om data kommer fra en normalfordelt population (77). Antages data som normalfordelt, udføres de

statistiske parametriske test (78). Hvorimod, hvis data ikke antages normalfordelt, udføres de ikke-parametriske alternativer til de parametriske tests (78).

#### 4.6.2.2 *Korrelationskoefficient*

Korrelationskoefficient blev anvendt til at verificere kriterievaliditeten mellem algoritme og golden standard, videokontrol. Dette blev gjort ved at undersøge antallet af peaks, som algoritmen registrerer, og antallet af skridt ved videokontrol. Derudover blev den målte tid ved protokollerne også undersøgt. Korrelationskoefficienten blev udregnet for de to udvalgte 10-meters gangtest protokoller, samt af de tre forskellige ganghastigheder.

#### 4.6.2.3 *Bland-Altman plot*

For at vurdere graden af overensstemmelse mellem algoritmen og videokontrol ved 6- og 10 meters gangtest blev der udarbejdet et Bland-Altman plot (79). Til at illustrere en grafisk afbildning anvender Bland-Altman plottet differencen mellem to forskellige variabler (80). I dette projekt blev der udarbejdet plot på baggrund af differencerne i skridt og tid for de tre testede ganghastigheder. Til Bland-Altman plot udregnes et øvre og nedre konfidensinterval, der definerer om differencen ligger inden for limits of agreement (80). Konfidensinterval udregnes på baggrund af middelværdien og standardafvigelsen (SD). Der anvendes et konfidensinterval på 95 %, hvilket indikerer at 95 % af differencerne forventes at ligge inden for limits of agreement (80). Plottet havde samtidig også til formål at supplere korrelationskoefficienten, da det ikke er muligt at sige noget om eventuel bias ved korrelationskoefficienten (79).

## 4.7 Etiske overvejelser

Dette projekt var ikke anmeldelsespligtigt til videnskabsetisk komité, da formålet var at kvalitetsudvikle og kontrollere en allerede afprøvet og tilgængelig teknologi (63,81). Derudover er der ikke tale om at opnå ny viden om behandling, men derimod at afprøve og evaluere en teknologi uden brug af intervention (63,81).

Forsøgspersonerne blev inden deltagelse i projektet tilsendt informationsmateriale omhandlende forsøgets indhold samt deres rettigheder i forbindelse med forsøget. Dette dokument blev tilsendt

minimum 24 timer før forsøget for at sikre at forsøgspersonerne havde betænkningstid inden deltagelse (82). På forsøgsdagen blev deltagerne desuden mundtligt informeret omkring indholdet i informationsmaterialet, samt at de til en hver tid kunne trække sig fra forsøget.

Data indsamlet i forbindelse med projektet blev anonymiseret med et unikt id, og blev desuden opbevaret på to låste computere som kun de forsøgsansvarlige havde adgang til. Dette blev gjort for at sikre deltagerne i henhold til databeskyttelsesloven (83). Der blev indhentet samtykkeerklæring fra samtlige deltagere, som var en forudsætning for deltagelse i projektet inden indsamling af data. Indhentning af samtykke fra forsøgsparticipanterne skete i henhold til Helsinki Deklarationen (82). Forsøgsparticipanterne skulle skrive under på at de ville deltage samt at de havde modtaget både skriftlig og mundtlig information om forsøget.

## 5 Resultater

Der blev i alt inkluderet 10 deltagere, der alle fuldførte forsøget. Deltagernes demografi, herunder alder, køn, højde og vægt ses i tabel 2.

Tabel 2 Demografi for projektets deltagere. Note: \* mean ( $\pm$ SD); + antal deltagere (%)

Demografi	N = 10
Alder, år	42,7 ( $\pm$ 17,41)*
Køn, mænd	4 (40 %)+
Højde, cm	178,1 ( $\pm$ 13,09)*
Vægt, kg	78,2 ( $\pm$ 27,30)*



## 5.1 Antal skridt

Data vedr. antal skridt blev målt og fundet ikke-normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p < 0,05$ ). Deltagernes antal skridt præsenteres i tabel 3, median og kvartiler, målt ved hjælp af algoritmen og optalt ved video.

Tabel 3 Median (nedre kvartil - øvre kvartil) for antallet af skridt, målt ved hjælp af algoritme og optalt ved video.

	<b>6-meters protokol Median (kvartiler)</b>		<b>10-meters protokol Median (kvartiler)</b>	
	Algoritme	Videokontrol	Algoritme	Videokontrol
<b>Langsom ganghastighed</b>	9,50 (9 – 10)	9,00 (9 – 10)	16,00 (15 – 17)	15,00 (15 – 16)
<b>Normal ganghastighed</b>	9,00 (8 – 9)	8,00 (8 – 8)	14,00 (14 – 15)	13,00 (13 – 14)
<b>Hurtig ganghastighed</b>	8,00 (7,25 – 8)	7,00 (7 – 7)	13,00 (12,25 – 14)	12,00 (11 – 12)

### 5.1.1 Forsøgsdata

Projektets forsøgsdata vedr. antal skridt præsenteres i tabel 4. Differenceværdierne vedr. antal skridt blev fundet normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p > 0,05$ ). Difference i antallet af skridt angiver hvor stor difference og standardafvigelse, der blev fundet mellem antallet af skridt detekteret af algoritmen og antal skridt detekteret ved videokontrol. Derudover angives der et 95 % konfidensinterval for differencemålingerne. Differenceværdiernes gennemsnit ses fra 0,33 og 0,93 skridt ved langsom ganghastighed til 1,07 og 1,37 ved hurtig ganghastighed. Derudover ses standardafvigelsen lavere ved langsom ganghastighed (0,61 og 0,91) end hurtig ganghastighed (0,74 og 1,16).

Tabel 4 Gennemsnitlig difference og standardafvigelse mellem antal skridt ved algoritme og videokontrol med dertilhørende konfidensintervaller (95 % CI).

Difference i skridt	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Gns. (SD)	KI	Gns. (SD)	KI
Langsom ganghastighed	0,33 (0,61)	-0,86 – 1,52	0,93 (0,91)	-0,84 – 2,71
Normal ganghastighed	0,67 (0,71)	-0,73 – 2,06	1,20 (1,06)	-0,88 – 3,28
Hurtig ganghastighed	1,07 (0,74)	-0,38 – 2,52	1,37 (1,16)	-0,91 – 3,64

### 5.1.2 Korrelationskoefficient

Der opnås en korrelationskoefficient mellem algoritmen og videokontrol på 0,749 og 0,686, ved langsom ganghastighed (tabel 5). Samtidig ses der en korrelationskoefficient på henholdsvis 0,453 og 0,375 ved hurtig ganghastighed. Derudover ses alle korrelationskoefficienter mellem 0,375 og 0,749, hvilket viser en positiv korrelation. Der ses en p-værdi  $< 0,05$ , ved alle hastigheder, hvilket betyder at der er signifikant sammenhæng mellem de to målemetoder, algoritme og videokontrol (84).

Tabel 5 Korrelationsanalyse af antal skridt mellem algoritme og videokontrol ved 6- og 10 meters gangtest protokol.

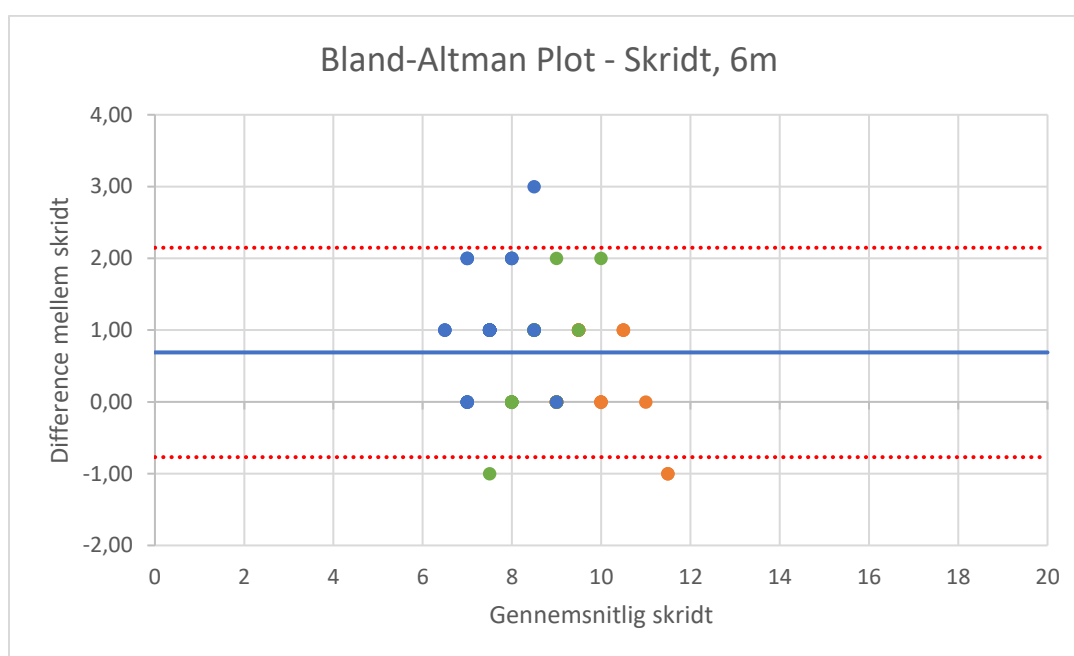
**Korrelation mellem algoritme og videokontrol**

	<b>6 meters protokol Korrelationskoefficient (p- værdi)</b>	<b>10 meters protokol Korrelationskoefficient (p- værdi)</b>
<b>Langsom ganghastighed</b>	0,749 (<0,001)	0,686 (<0,001)
<b>Normal ganghastighed</b>	0,447 (0,009)	0,515 (0,001)
<b>Hurtig ganghastighed</b>	0,453 (0,007)	0,375 (0,016)

## 5.1.3 Bland-Altman Plot

### 5.1.3.1 6 meters gangtest protokol

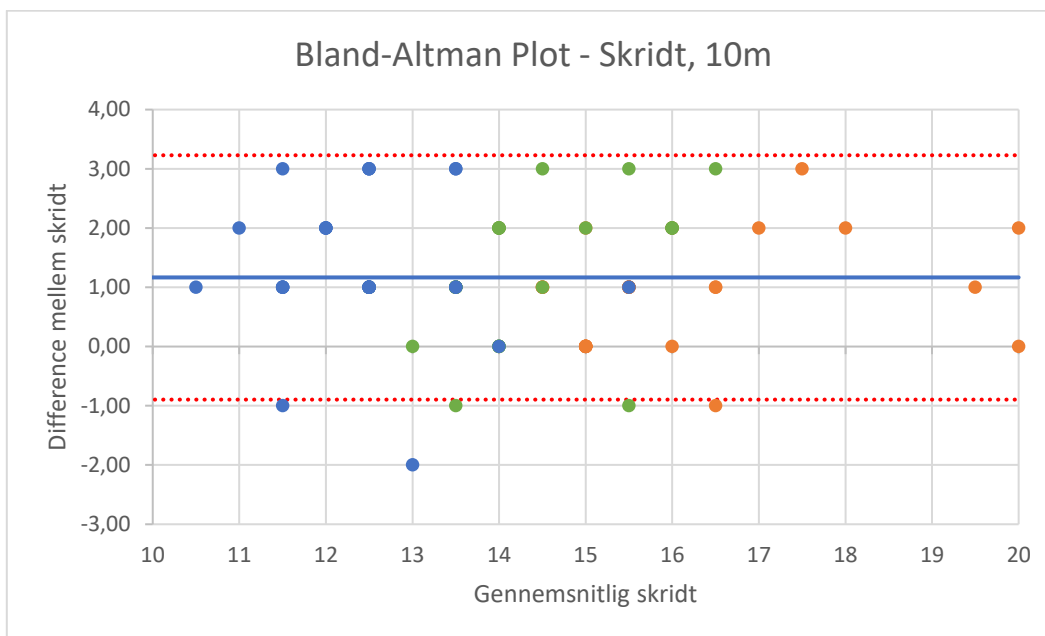
Bland-Altman Plot illustrerer forholdet mellem algoritmen og videokontrol, og ses i figur 7. I følgende plot er samtlige dataudtræk plottet ind i et scatter-plot, og overensstemmelse mellem algoritmen og golden standard, videokontrol, illustreres. Differenceværdierne for alle ganghastigheder ses spredt fra -1 til 3, hvorimod gennemsnitlige skridt ses spredt mellem 6,50 og 11,5. Derudover ses en positiv bias på 0,69, hvor limits of agreement ligger fra -0,77 til 2,15.



Figur 7 Bland-Altman plot over samlede differenceværdier, mellem algoritme og videokontrol, for skridt ved de anvendte ganghastigheder (Langsom: orange punkter, Normal: grønne punkter, Hurtig: blå punkter. Differenceværdierne er angivet på y-aksen og gennemsnitsværdien for antal skridt er angivet på x-aksen Røde stiplede linjer angiver 95 % limits of agreement (-0,77 til 2,15). Blå linje angiver middelværdien (0,69).

### 5.1.3.2 10 meters gangtest protokol

Bland-Altman Plot, illustreret i figur 8, viser forholdet mellem algoritmen og videokontrol, ved 10 meters gangtest. Differenceværdierne ses spredt mellem -2 og 3. Derudover ses gennemsnitlige skridt spredt mellem 10,5 til 20. Der ses en gennemsnitlig værdi på 1,17, hvilket viser en positiv bias. Derudover ses nedre limits of agreement som -0,90 og øvre 3,23.



Figur 8 Bland-Altman plot over samlede differenceværdier, mellem algoritme og videokontrol, for skridt ved de anvendte ganghastigheder (Langsom: orange punkter, Normal: grønne punkter, Hurtig: blå punkter). Differenceværdierne er angivet på y-aksen og gennemsnitsværdien for antal skridt er angivet på x-aksen. Røde stiplede linjer angiver 95 % limits of agreement (-0,90 til 3,23). Blå linje angiver middelværdien (1,17).

## 5.2 Tid

Data vedr. tid blev målt og fundet ikke-normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p < 0,05$ ). Median og kvartiler for den totale brugte tid, målt ved hjælp af algoritmen og målt ved video, præsenteres i tabel 6.

Tabel 6 Median (nedre kvartil – øvre kvartil) for tid, målt ved hjælp af algoritme og optalt ved video.

	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Algoritme	Videokontrol	Algoritme	Videokontrol
<b>Langsom ganghastighed</b>	5,84 (5,43–6,93)	5,79 (5,13-6,8)	9,78 (9,07-11,73)	9,31 (8,61-11,49)
<b>Normal ganghastighed</b>	4,72 (4,42-4,95)	4,45 (4,23-4,59)	7,89 (7,43-8,52)	7,38 (7,03-7,73)
<b>Hurtig ganghastighed</b>	3,91 (3,69-4,06)	3,49 (3,22-3,65)	6,52 (6,22-6,89)	5,73 (5,4-6,1)

### 5.2.1 Forsøgsdata

Projektets forsøgsdata for tid præsenteres i tabel 7. Difference i tid angiver hvor stor gennemsnitlig difference og standardafvigelse, der blev fundet mellem tiden registreret af algoritmen og tiden målt ved videokontrol. Differenceværdierne vedr. tid blev fundet normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p > 0,05$ ). Derudover angives der et 95 % konfidensinterval for differencemålingerne. Differenceværdiernes gennemsnit ses fra 0,16 og 0,45 sekunder ved langsom ganghastighed til 0,46 og 1,07 sekunder ved hurtig ganghastighed. Derudover ses standardafvigelsen ved langsom ganghastighed, 0,30 og 0,41 og hurtig ganghastighed, 0,20 og 0,74.

Tabel 7 Gennemsnitlig difference og standardafvigelse mellem antal skridt ved algoritme og videokontrol med dertilhørende konfidensintervaller (95 % CI).

Difference i tid mellem algoritme og videokontrol	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Gns. (SD)	KI	Gns. (SD)	KI
Langsom ganghastighed	0,16 (0,30)	-0,43 – 0,75	0,45 (0,41)	-0,35 – 1,25
Normal ganghastighed	0,36 (0,26)	-0,15 – 0,88	0,66 (0,45)	-0,23 – 1,55
Hurtig ganghastighed	0,46 (0,20)	0,06 - 0,87	1,07 (0,74)	-0,38 – 1,65

## 5.2.2 Korrelationskoefficient

Der opnås en korrelationskoefficient mellem algoritmen og videokontrol på 0,830 og 0,813, ved langsom ganghastighed (tabel 8). Der observeres samtidig en korrelationskoefficient på henholdsvis, 0,500 og 0,449 ved hurtig ganghastighed. Derudover ses korrelationskoefficienter mellem 0,449 og 0,830, hvilket viser en positiv korrelation. Der ses en  $p$ -værdi  $< 0,05$ , ved alle hastigheder, hvilket betyder at der er en signifikant sammenhæng mellem de to målemetoder ved algoritme og videokontrol (84).

Tabel 8 Korrelationsanalyse af registreret tid mellem algoritme og videokontrol ved 6- og 10 meters gangtest protokol.

**Korrelation mellem algoritme og videokontrol**

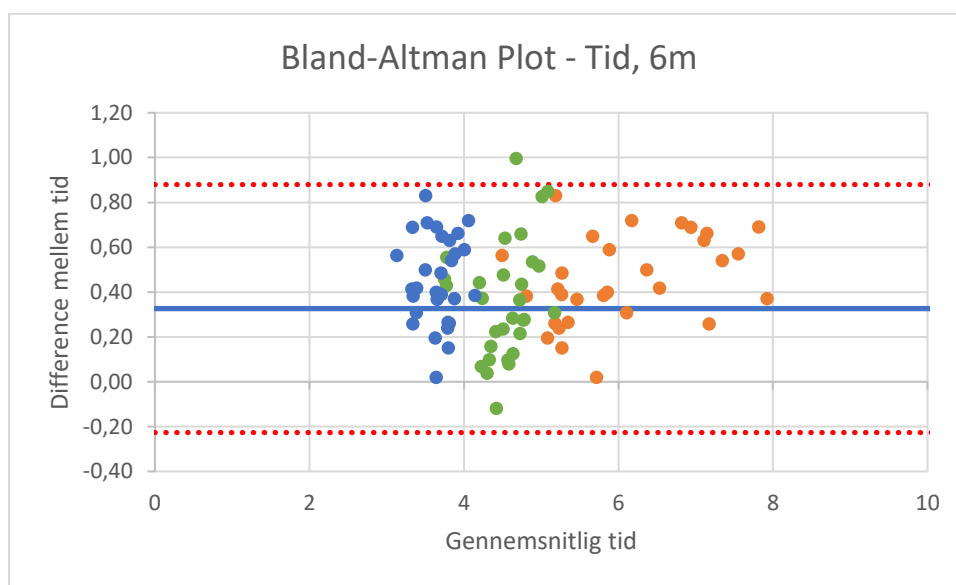
	6 meters protokol Korrelationsanalyse (p-værdi)	10 meters protokol Korrelationsanalyse (p-værdi)
<b>Langsom ganghastighed</b>	0,830 (<0,001)	0,813 (<0,001)
<b>Normal ganghastighed</b>	0,579 (<0,001)	0,657 (<0,001)
<b>Hurtig ganghastighed</b>	0,500 (<0,001)	0,449 (0,001)



## 5.2.3 Bland-Altman Plot

### 5.2.3.1 6 meters gangtest protokol

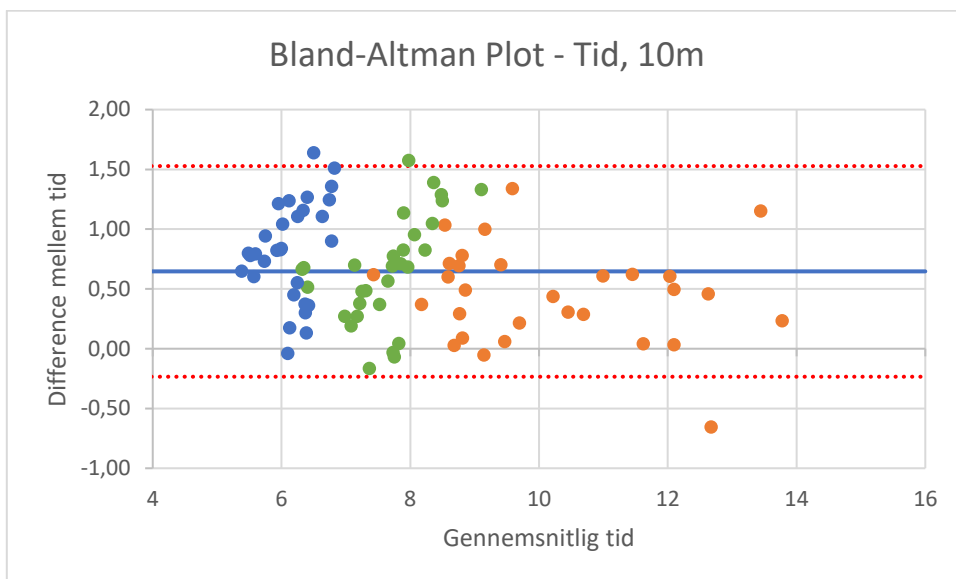
Bland-Altman Plot, i figur 9, viser overensstemmelsen mellem algoritmen og videokontrol, ved 6 meters gangtest protokol. De gennemsnitlige værdier for langsom ganghastighed ses spredt mellem 4,49 og 7,92, hvorimod hurtig ganghastighed ses spredt mellem 3,13 og 4,19. Differenceværdierne ses spredt mellem -0,12 til 1. Der ses samtidig en positiv bias, ved at den gennemsnitlige værdi ligger på 0,33, hvor limits of agreement ligger fra -0,23 til 0,88.



Figur 9 Bland-Altman plot over samlede differenceværdier, mellem algoritme og videokontrol, for tid ved de anvendte ganghastigheder (Langsom: orange punkter, Normal: grønne punkter, Hurtig: blå punkter. Differenceværdierne er angivet på y-aksen og gennemsnitsværdien for registreret tid er angivet på x-aksen. Røde stiplede linjer angiver 95 % limits of agreement (-0,23 til 0,88). Blå linje angiver middelværdien (0,33).

### 5.2.3.2 10 meters gangtest protokol

Bland-Altman plot, figur 10, illustrerer forholdet mellem algoritme og videokontrol ved 10-meters gangtest protokol. Det observeres at differenceværdierne ses spredt mellem -0,66 til 1,63, og gennemsnitlig tid ses spredt fra 5,38 til 13,77. Der observeres en positiv bias på 0,65 og limits of agreement fra -0,23 til 1,53.



Figur 10 Bland-Altman plot over samlede differenceværdier, mellem algoritme og videokontrol, for tid ved de anvendte ganghastigheder (Langsom: orange punkter, Normal: grønne punkter, Hurtig: blå punkter. Differenceværdierne er angivet på y-aksen og gennemsnitsværdien for registreret tid er angivet på x-aksen. Røde stiplede linjer angiver 95 % limits of agreement (-0,23 til 1,53). Blå linje angiver middelværdien (0,65).

## 5.3 Skridtlængde

Ved udregning af skridtlængde, observeres der er en median ved langsom ganghastighed på henholdsvis 0,63 ved algoritme og 0,67 meter ved videokontrol for 6-meters protokol og 10-meters protokol (tabel 9). Derudover observeres medianen ved hurtig ganghastighed til at være 0,75 og 0,86 ved 6-meters protokol og 0,77 og 0,83 ved 10-meters protokol.

Tabel 9 Median (nedre kvartil – øvre kvartil) for skridtlængde, målt ved hjælp af algoritme og optalt ved video.

Skridtlængde, m	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Algoritme	Videokontrol	Algoritme	Videokontrol
Langsom ganghastighed	0,63 (0,60-0,67)	0,67 (0,6-0,67)	0,63 (0,59-0,67)	0,67 (0,63-0,67)
Normal ganghastighed	0,67 (0,67-0,75)	0,75 (0,75-0,75)	0,71 (0,67-0,71)	0,77 (0,71-0,77)
Hurtig ganghastighed	0,75 (0,75-0,83)	0,86 (0,86-0,86)	0,77 (0,71-0,82)	0,83 (0,83-0,91)

Difference i skridtlængde angiver hvor stor gennemsnitlig difference og standardafvigelse, der blev fundet mellem skridtlængde ved algoritmen og videokontrol (tabel 10). Differenceværdierne vedr. skridtlængde blev fundet normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p > 0,05$ ). Derudover angives der et 95 % konfidensinterval for differencemålingerne. Differenceværdiernes gennemsnit ses fra 0,16 og 0,45 sekunder ved langsom ganghastighed til 0,46 og 1,07 sekunder ved hurtig ganghastighed. Derudover ses standardafvigelsen ved langsom ganghastighed 0,30 og 0,41. Ved hurtig ganghastighed ses den 0,20 og 0,74. Konfidensintervallet og limits of agreement ses mellem -0,10 – 0,05 ved langsom ganghastighed og 6-meters protokol, hvor det ved hurtig ganghastighed ses mellem -0,27 – 0,04. Dette svarer til en range på henholdsvis 0,15 og 0,31 mellem nedre og øvre limits of agreement. Tilsvarende ses en range ved 10-meters gangprotokol på 0,13 og 0,30.

Tabel 10 Gennemsnitlig difference og standardafvigelse mellem skridtlængde ved algoritme og videokontrol med dertilhørende konfidensintervaller (95 % CI).

Difference i skridtlængde mellem algoritme og videokontrol	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Gns. (SD)	KI	Gns. (SD)	KI
Langsom ganghastighed	-0,02 (0,04)	-0,10 – 0,05	-0,04 (0,03)	-0,10 – 0,03
Normal ganghastighed	-0,06 (0,06)	-0,18 – 0,06	-0,06 (0,05)	-0,15 - 0,04
Hurtig ganghastighed	-0,12 (0,08)	-0,27 – 0,04	-0,09 (0,08)	-0,24 – 0,06

## 5.4 Ganghastighed

Ved udregning af ganghastighed, observeres medianen ved langsom ganghastighed på 1,03 m/s ved algoritme til 1,04 m/s ved videokontrol for 6-meters protokol (tabel 11). Ved 10-meters protokol ses median på henholdsvis, 1,02 m/s og 1,07 m/s. Derudover ses medianen ved hurtig ganghastighed på henholdsvis 1,54 m/s og 1,72 m/s ved 6-meters protokol og 1,53 m/s og 1,75 m/s ved 10-meters protokol.

Tabel 11 Median (nedre kvartil – øvre kvartil) for ganghastighed, målt ved hjælp af algoritme og optalt ved video.

Ganghastighed, m/s	6-meters protokol		10-meters protokol	
	Algoritme	Videokontrol	Algoritme	Videokontrol
Langsom ganghastighed	1,03 (0,87-1,11)	1,04 (0,88-1,17)	1,02 (0,85-1,10)	1,07 (0,87-1,16)
Normal ganghastighed	1,27 (1,21-1,36)	1,35 (1,31-1,42)	1,27 (1,17-1,35)	1,36 (1,29-1,42)
Hurtig ganghastighed	1,54 (1,48-1,63)	1,72 (1,64-1,87)	1,53 (1,45-1,61)	1,75 (1,64-1,85)

Difference i ganghastighed angiver den gennemsnitlige difference og standardafvigelse mellem algoritmen og videokontrol (tabel 12). Differenceværdierne vedr. ganghastighed blev fundet normalfordelt (Shapiro-Wilks,  $p > 0,05$ ). Derudover angives der et 95 % konfidensinterval for differencemålingerne. Differenceværdiernes gennemsnit ses fra -0,04 og -0,05 m/s ved langsom ganghastighed til -0,21 og -0,22 m/s ved hurtig ganghastighed. Derudover ses standardafvigelsen ved langsom ganghastighed 0,05 og 0,05 og hurtig ganghastighed, 0,10 og 0,10. Konfidensintervallet og limits of agreement ses mellem -0,14 – 0,06 ved langsom ganghastighed og 6-meters protokol, hvor det ved hurtig ganghastighed ses mellem -0,39 – -0,02. Dette svarer til en range på henholdsvis 0,20 og 0,37 mellem nedre og øvre limits of agreement. Tilsvarende ses en range ved 10-meters gangprotokol på 0,18 og 0,40.

*Tabel 12 Gennemsnitlig difference og standardafvigelse mellem antal skridt ved algoritme og videokontrol med dertilhørende konfidensintervaller (95 % CI).*

**Difference i  
ganghastighed mellem  
algoritme og  
videokontrol**

**6-meters protokol**

**10-meters protokol**

	Gns. (SD)	KI	Gns. (SD)	KI
<b>Langsom ganghastighed</b>	-0,04 (0,05)	-0,14 – 0,06	-0,05 (0,05)	-0,14 – 0,04
<b>Normal ganghastighed</b>	-0,11 (0,08)	-0,25 – 0,57	-0,11 (0,07)	-0,24 – 0,54
<b>Hurtig ganghastighed</b>	-0,21 (0,10)	-0,39 – -0,02	-0,22 (0,10)	-0,42 – -0,02

## 6 Resultatdiskussion

### 6.1 Korrelation mellem algoritme og videokontrol

Resultaterne viste en statistisk sammenhæng mellem algoritmen og videokontrol, ved alle ganghastigheder. Korrelationen mellem algoritmen og videokontrol viser, ifølge Mukaka (85), en høj positiv korrelation ved 6- og 10 meters gangtest, når der ses på skridt og tid over alle ganghastigheder. Korrelationen viser dog en lav positiv korrelation ved hurtig ganghastighed hos 6- og 10 meters gangtest, og der identificeres dermed en variabilitet i algoritmen.

Ved implementering af algoritmen til at supplere diagnosticering af NPH, vil algoritmen have medindflydelse på en eventuel operation i hjernen. Patienter med NPH ses med forskellige typer af symptomer, og forskellige ganghastigheder og -mønstre (35,36). Det er derfor vigtigt, at algoritmen har en tæt på perfekt korrelation ved alle ganghastigheder. Algoritmen har en korrelation på over 0,8 ved lave ganghastigheder, hvilket ses ved NPH. I litteraturen ses en bekymring for hvornår en korrelation er "høj nok" (86). Der er eksempler tilgængelige (85), men disse har begrænsninger i retningsgivende overvejelser af klinisk signifikans (86). For eksempel kan effektstørrelsen, der definerer tærsklen af klinisk signifikans, være anderledes ved risikofaktorer for almindelig forkølelse end ved udvikling af Parkinsons sygdom (86). Faktorer der har en betydning ved bestemmelse af klinisk signifikans kan for eksempel være alvorligheden af resultatet, populationens sårbarhed og hvor succesfuld resultatet er (86). Relationer og sammenhænge der identificeres ved hjælp af korrelationskoefficienter bør, ifølge Mukaka (85), blive fortolket som associationer, og ikke kausale sammenhænge. Derfor kan projektets resultater ikke konkluderes alene ud fra korrelationskoefficienterne.

### 6.2 Overensstemmelse mellem algoritme og videokontrol

Der ses en positiv bias ved de fire Bland-Altman plots, i figur 7-10. Dette betyder at algoritmen overestimerer og generelt har detekteret flere skridt og længere tid. Dette kan skyldes, at algoritmen beregner skridt og tid på baggrund af en længere gangdistance. Et tilsvarende studie har fundet positiv bias ved anvendelse af smartphone til detektion af skridt (87). Der ses en tendens til

at bias ved skridttælling og tid mindskes ved flere skridt. Projektets resultater er modstridende et lignende studie, der viser en højere bias ved øget antal af skridt (87).

Den målbare ændring hos NPH-patienter kan, ifølge litteraturen, måles ved en forbedring af skridtlængde eller ganghastighed på 5 % (28–31), 10 % (32) eller 20 % (33). Ifølge Matsuoka et al. (88) har en gennemsnitlig NPH-patient en ganghastighed på 0,49 m/s. En målbar ændring ses hermed på henholdsvis 0,01m/s, 0,03m/s eller 0,06m/s. Projektets resultater viser at algoritmen med 95 % sikkerhed måler indenfor 0,18 m/s ved langsom ganghastighed og 0,40 m/s ved hurtig ganghastighed. Derfor ses algoritmen ikke valid til at måle ganghastighed for NPH-patienter. Ydermere ses en gennemsnitlig skridtlængde for NPH-patienter på 0,28m. Dette svarer til en ændring på 0,02m, 0,05m og 0,1m. Projektets resultater viser at algoritmen måler indenfor 0,13m ved langsom ganghastighed og 0,31m ved hurtig ganghastighed. Derfor ses algoritmen ikke valid til at måle skridtlængde for NPH-patienter.

Nøjagtig måling af skridt og tid er en nødvendighed i opbygning af en algoritme og applikation, der pålideligt kan måle skridtlængde og ganghastighed til at supplere diagnosticeringen af NPH (40). I dette projekt blev en nyudviklet algoritme sammenlignet med videokontrol, der kunne dokumentere det reelle antal skridt og tid ved to forskellige protokoller af 10 meters gangtest. Tidligere undersøgelser har valideret og vist, at det er muligt at tælle skridt over længere afstande ved hjælp af algoritme, men dette er ofte ikke muligt for personer der er begrænset af en akut eller kronisk lidelse (89–91). Derudover har tidligere undersøgelser vist, at lavere ganghastighed øger risikoen for fejl ved skridttælling (90,91). Ældre og personer med akutte og kroniske lidelser har en tendens til at bevæge sig i et langsommere tempo (92,93). Dette har midlertidigt ikke vist sig som et problem i dette projekt, da algoritmen har detekteret skridt ved lavest anvendte hastighed. Tidligere undersøgelser har fundet en lavere validitet ved ganghastighed under 0,80 m/s (94–97), mens den gennemsnitlige langsomme ganghastighed i dette projekt, var 1,00 m/s. Derfor er det muligt, at der vil opstå udfordringer for algoritmen ved lavere ganghastighed. Som en mulig løsning på denne udfordring har et studie undersøgt muligheden for at udvikle en "shake application" til 10 meters gangtest, der giver mulighed for nem justering af sample rate og amplitude (40). Denne applikation klarede sig bedre ved 10 meters gangtest end den udviklede software til Android og iOS, og især gældende ved lavere ganghastighed (40).

## 7 Metodediskussion

### 7.1 Litteratursøgning

Der blev i forbindelse med den systematiske litteratursøgning fremsøgt 486 studier, som gennemgik screeningsprocessen, og her blev 12 studier inkluderet til udarbejdelse af projektets problemanalyse. Antallet af de frasorterede studier var primært relateret til interventioner som ikke var overførbare til projektet. Der blev i forbindelse med den systematiske litteratursøgning forsøgt at anvende fire blokke for at præcisere søgningen yderligere, men dette medførte at nogle relevante studier ikke blev inkluderet, og det blev derfor fravalgt. Dette kan derfor også betyde at mængden af screenede studier har været større fordi søgningen har været bred.

In- og eksklusionskriterierne for screeningen af studier var relativt bredt dækkende, hvilket kan forklare den større mængde frasorterede studier i den tidlige del af screeningsprocessen (se bilag 2, figur a). Hvis der var foretaget flere specifikke systematiske litteratursøgninger, kunne der potentielt være udarbejdet mere præcise in- og eksklusionskriterier. Dette ville potentielt have reduceret mængden af ikke relevante studier.

En styrke ved projektet er at der blev medtaget vidtrækkende databaser, som Embase, Medline og Scopus. Embase og Medline har den sundhedsfaglige litteratur (98), hvorimod Scopus inkluderer ingeniørfaglige og tekniske studier (99). Dette har øget validiteten ved projektet. Der blev ikke søgt på grå litteratur i den systematiske litteratursøgning, som muligvis kunne have bidraget med yderligere viden til problemanalysen.

### 7.2 Deltagere

For at sikre at der ikke opstår bias i fortolkningen af resultater anvendes der som udgangspunkt altid en sample size beregning (100). Men sample size beregninger for valideringsstudier er ofte baseret på tommelfingerregler, og derfor kan føre til at studiet ikke kan overføres til en population (100,101). Derfor blev der i dette projekt fundet lignende studier, hvor antal forsøgspersoner, dannede grundlag for valget af dette projektets antal af forsøgspersoner. Dette ville sikre bedst muligt udgangspunkt for en tilstrækkelig sample size, uden at udføre en sample size beregning.



Dette betyder også at projektets antal af forsøgsdeltagere er estimeret og resultatet heraf kan være påvirket af statistical bias (61,100).

Projektets inkluderede deltagere bestod af 10 personer, 6 kvinder og 4 mænd, med en gennemsnitsalder på 42,7 ( $\pm$  17,41). Alle forsøgsdeltagerne var raske, og havde et gangmønster, defineret ud fra in- og eksklusionskriterierne, hvilket øger reproducerbarheden ved projektet. I litteraturen ses det beskrevet hvordan NPH-patienter er påvirket af en hypokinetisk gang (35,36). Hvis NPH-patienter skulle have indgået i projektet ville det have forudsat en større gruppe af forsøgsdeltagere, for at tage højde for den individuelle variation i gangmønstre. Dog er dette projekt opbygget som et proof of concept, og derfor kan en fremtidig færdigudviklet teknologi til diagnosticering af NPH-patienter med fordel testes og afprøves på et sample bestående kun af forsøgsdeltagere med NPH.

## 7.3 10-Meters gangtest

### 7.3.1 Ganghastighed

I tidligere studier (102,103) er løbebånd med markeringer som indikerer hvor man skal træde, og derved tempo og antal skridt blevet testet som redskab til at fastsætte ganghastighed (102,103). Her blev det konkluderet at forsøgsdeltagerne havde nemt ved at følge det angivne tempo samt korrigere ved eventuelle hastighedsændringer (102,103). Princippet med markeringer som indikerer tempo kunne potentielt have bidraget til at fastsætte ganghastigheder i dette projekt, hvis dette kunne lade sig gøre i en forsøgsopsætning uden brug af løbebånd. Protokollen til 10-meters gangtest forudsætter et fast underlag med udmålte dataopsamlingspunkter, og derudover skal deltageren være stillestående op til start af forsøget (69). Ud fra disse forudsætninger, vil det derfor ikke være muligt at anvende løbebånd til 10-meters gangtest.

I forbindelse med pilotforsøget blev det ligeledes testet hvorvidt en metronom vil kunne anvendes til fastsættelse af ganghastighed i forbindelse med forsøget. Ifølge Bank et al. (102) kan brug af metronom afstedkomme en løbende tilpasning af skridt i forbindelse med en gangsekvens (102). Resultatet af pilotforsøget i dette projekt viste ligeledes at forsøgspersonen havde behov for at tilpasse ganghastigheden ved enten at forkorte eller forlænge skridt i forhold til metronomen. På

baggrund af dette blev det besluttet ikke at anvende metronom da projektets dataindsamling var afhængig af at antallet af skridt var så akkurat og kontinuerligt som muligt. Distancen var desuden relativ kort, og derfor ville små korrektioner i skridt potentielt kunne påvirke resultatet.

## 7.4 Dataindsamling

### 7.4.1 Golden standard

Skridttælling ved brug af en mekanisk manuel skridttæller har været anvendt som golden standard, og anerkendes som værende valid og præcis (104). Anvendelse af en mekanisk manuel skridttæller i dette projekt, var dog ikke hensigtsmæssigt da dataopsamlingsområdet var relativt kort, og indebar hurtig gang. Risikoen for fejltælling ville derfor øges, og muligheden for kontrol ville ikke være til stede på grund af realtidsoptagelse. På baggrund af dette blev det valgt at anvende videooptagelse af gangsekvensen, hvor der var mulighed for at se gangsekvensen flere gange i forskelligt tempo. Dette har medført en øget validitet af projektet.

Gangsystemet GAITRite kunne potentielt være anvendt som teknologi til kontrol af antallet af skridt i dette projekt, og er blevet valideret som redskab til vurdering af gang (43,105,106). GAITRite består af en måtte monteret med tryk aktiverede sensorer som kan registrere skridt og ganghastighed og ud fra dette udregne blandt andet skridtlængde (43). Hvis vi havde anvendt dette system, kunne bias relateret til manuel fejltælling og usikkerhed i registrering af tid potentielt være undgået, og hermed øge præcisionen af målingerne.

Placeringen af kameraet til optagelse af forsøgspersonerne i dette projekt blev valgt efter test af forskellige forsøgsopstillinger i pilotforsøget. Ifølge Raman et al. (107) er den bedste kameravinkel til optagelse af gangmønstre en ortogonal vinkel, som svarer til direkte fra siden (107). I dette projekts forsøgsopstilling blev der anvendt ét kamera som blev placeret stationært således hele gangdistancen kunne optages fra siden af forsøgsdeltageren. Dette betød således også at kameravinklen ikke var direkte fra siden, som derved kan have haft betydning for den indsamlede data.

## 7.4.2 Anvendt smartphone

I dette projekt anvendes accelerometeret i en Samsung Galaxy S21 5G smartphone, og det er usikkert om de producerede resultater vil være anderledes hvis der var anvendt andre mærker eller modeller af smartphones. Fremtidige studier bør undersøge og forholde sig til hvorvidt accelerometre i smartphones er forskellige fra enhed til enhed, og om dette påvirker dataindsamlingen (108). Et follow up studie kunne derfor med fordel inkludere flere forskellige smartphones og teste hvorvidt resultatet påvirkes af hvilken smartphone der anvendes.

Flere studier har anvendt laser til at præcisere målinger i forbindelse med optag af data i en forsøgsopsætning med bevægelse af forsøgspersoner (109–112). Anvendelse af et laserkronometer kan desuden minimere bias i forhold til påvirkning af forsøgspersonen, da det er lydløst og forholdsvis let kan skjules (110). Forsøgspersonen er således ikke bevidst om hvornår dataopsamlingen sker. Laserkronometer er ifølge Jung et al (110) testet til at vurdere ældres skrøbelighed forud for en operation, hvor blandt andet ganghastighed vurderes. Det indikeres af studiet af Jung et al. (110) at et laserkronometer er en valid måleteknologi og kan indgå som en del af en automatiseret screening af målgruppen (110). I dette projekt kunne vi derfor potentielt have øget præciseringen af målingerne, samt automatiseret dataindsamlingen hvis der var blevet anvendt et laserkronometer. Dette kunne have gjort at forsøgsansvarlige ikke skulle starte og stoppe dataopsamlingen manuelt ved tryk på smartphonens skærm. Ydermere kunne dette have minimeret bias i dataopsamlingen relateret til hvornår den forsøgsansvarlige startede optagelsen, til forsøgspersonen begyndte at gå. Anvendelse af et laserkronometer i dette projekt ville dog forudsætte at der blev udarbejdet en tilføjelse til den allerede udarbejdede algoritme. Yderligere skulle der potentielt programmeres kode som tillod accelerometeret og laserkronometeret at kommunikere således data kunne sammenfattes.

## 7.5 Overførbare til praksis

Formålet med det anvendte forsøgsdesign i dette projekt, var at validere anvendelsen af en algoritme til detektion af skridt og tid, ved brug af to forskellige versioner af 10-meters gangtest. De inkluderede forsøgspersoner var raske, og dette blev gjort for at mindske variabiliteten. NPH-patienter kan have svingene funktionsniveau, som kan skyldes kognitiv såvel som fysisk påvirkning

(9). Nogle forsøgspersoner ville derfor potentiel ikke kunne udføre instruktionen korrekt, som potentielt ville give ikke-fuldendt og/eller sammenlignelig data. I dette projekt blev det dog forsøgt at tage højde for svingene ganghastighed samt antallet af skridt, for at sikre overførbarehed til NPH-patienter. Ved videreudvikling af denne teknologi vil det dog være relevant at teste det på NPH-patienter, for at sikre bedst mulig overførbarehed.

## 8 Konklusion

Formålet med dette projekt var at undersøge validiteten af en udviklet algoritmes evne til at behandle data fra accelerometer, til at detektere skridt og tid ved forskellige ganghastigheder, sammenlignet med videokontrol. Algoritmen blev undersøgt ved brug af to forskellige protokoller af 10 meters gangtest.

Den målbare ændring hos NPH-patienter kan måles ved en forbedring af skridtlængde eller ganghastighed på 5 %, 10 % eller 20 %. Projektets resultater viser at algoritmen med 95 % sikkerhed måler indenfor 0,18 m/s ved langsom ganghastighed og 0,40 m/s ved hurtig ganghastighed. Derfor ses algoritmen ikke valid til at måle ganghastighed for NPH-patienter, da en målbar ændring hos NPH-patienter ses ned til 0,01m/s, 0,03m/s eller 0,06m/s. Ydermere ses den målbare ændring ved gennemsnitlig skridtlængde svarende til 0,02m, 0,05m og 0,1m. Projektets resultater viser at algoritmen måler indenfor 0,13m ved langsom ganghastighed og 0,31m ved hurtig ganghastighed. Derfor ses algoritmen ikke valid til at måle skridtlængde for NPH-patienter.

Projektet kan derfor konkludere, at algoritmen og accelerometri er i stand til at detektere skridt og tid, men at algoritmen ikke var i overensstemmelse med videokontrol.

## 9 Perspektivering

Dette projekt blev udarbejdet med baggrund i et projektforslag fra neurologisk afdeling på Aalborg Sygehus, som står for udredning og behandling af NPH-patienter. I projektforslaget bliver der stillet spørgsmål ved om der findes en eksisterende simpel anvendelig teknologi som kan anvendes i ganganalysen til at kvalificere denne yderligere. Derudover var et krav at teknologien skulle være simpel at anvende og fortolke i klinisk praksis.

Et fremtidigt studie kunne derfor med fordel undersøge fysioterapeuternes anvendelsen af denne teknologi, med fokus på terapeuterne føler at;

- Deres behandling og diagnosticering af NPH-patienter kvalificeres yderligere ved brug af algoritme og accelerometer.
- Oplevelsen af at anvende algoritme og accelerometer med fokus på brugervenlighed og fortolkning af data.

Studiet kunne involvere observationer af den fysioterapeutiske diagnosticering af NPH-patienter, med fokus på usability. Studiet kunne suppleres med semistruktureret interviews, som kunne sammenholdes med observationerne. Dette kunne skabe en sammenhæng og tydeliggøre teknologiens anvendelse og eventuelle problematikker, for at udvikle teknologien yderligere.

Til videreudvikling af algoritmen kan der med fordel undersøges og udføres et projekt med henblik på at automatisere accelerometerets start og sluttid. På denne måde vil resultaterne potentielt gøres mere præcise. Ved præcisering af start- og sluttid, vil signalet kun bestå af perioden der testes, og der skal derfor ikke indekseres senere i algoritmen. Selvom resultaterne i dette projekt ikke indikerer at detektering skridt og tid med den nuværende algoritme er valid, er det projektgruppens overbevisning, at udviklingen med fordel kan fortsættes.

## 10 Referenceliste

1. Germanotta M, Mileti I, Conforti I, Del Prete Z, Aprile I, Palermo E. Estimation of Human Center of Mass Position through the Inertial Sensors-Based Methods in Postural Tasks: An Accuracy Evaluation. *Sensors*. 16. januar 2021;21(2):601.
2. Soaz C, Diepold K. Step Detection and Parameterization for Gait Assessment Using a Single Waist-Worn Accelerometer. *IEEE Trans Biomed Eng*. maj 2016;63(5):933–42.
3. Sundhedsstyrelsen. Begrebsbasen [Internet]. [henvist 23. maj 2022]. Tilgængelig hos: <http://begrebsbasen.sst.dk/Concept/50a25f86-cba2-4cb5-abfc-39a5794942df.htm>
4. Aagaard Nielsen P. Velfærdsteknologi & tilgængelighed [Internet]. 2011 [henvist 23. maj 2022] s. 52. Tilgængelig hos: <https://www.ecolabel.dk/~media/DS/Files/Downloads/fagomr%C3%A5der/Rapport---Velf%C3%A6rdsteknologi-og-tilg%C3%A6ngelighed.ashx>
5. Nahm FS. What the P values really tell us. *Korean J Pain*. oktober 2017;30(4):241–2.
6. NYT: Befolkningstilvæksten højest blandt de ældste [Internet]. [henvist 8. marts 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.dst.dk/da/Statistik/nyheder-analyser-publ/nyt/NytHtml?cid=32783>
7. Befolkningsfremskrivning 2021 for hele landet efter herkomst, køn og alder - Statistikbanken - data og tal [Internet]. [henvist 8. marts 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.statistikbanken.dk/statbank5a/SelectVarVal/saveselections.asp>
8. Ældreboom sætter sundheds- og plejeudgifter under hårdt pres [Internet]. [henvist 10. marts 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.kl.dk/nyheder/momentum/2021/2021-8/aeldreboom-saetter-sundheds-og-plejeudgifter-under-haardt-pres/>
9. Williams MA, Malm J. Diagnosis and Treatment of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Contin Minneap Minn*. april 2016;22(2 Dementia):579–99.
10. Tan C, Wang X, Wang Y, Wang C, Tang Z, Zhang Z, m.fl. The Pathogenesis Based on the Glymphatic System, Diagnosis, and Treatment of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus. *Clin Interv Aging*. 15. januar 2021;16:139–53.
11. Jaraj D, Rabiei K, Marlow T, Jensen C, Skoog I, Wikkelsø C. Prevalence of idiopathic normal-pressure hydrocephalus. *Neurology*. 22. april 2014;82(16):1449–54.
12. Brean A, Eide PK. Prevalence of probable idiopathic normal pressure hydrocephalus in a Norwegian population. *Acta Neurol Scand*. juli 2008;118(1):48–53.

13. Martín-Láez R, Caballero-Arzapalo H, Valle-San Román N, López-Menéndez LÁ, Arango-Lasprilla JC, Vázquez-Barquero A. Incidence of Idiopathic Normal-Pressure Hydrocephalus in Northern Spain. *World Neurosurg.* marts 2016;87:298–310.
14. Zaccaria V, Bacigalupo I, Gervasi G, Canevelli M, Corbo M, Vanacore N, m.fl. A systematic review on the epidemiology of normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurol Scand.* februar 2020;141(2):101–14.
15. Andersson J, Rosell M, Kockum K, Lilja-Lund O, Söderström L, Laurell K. Prevalence of idiopathic normal pressure hydrocephalus: A prospective, population-based study. *PloS One.* 2019;14(5):e0217705.
16. Helbredstjek af dansk sundhedsteknologi.
17. Assessment USCO of T, Board USCTA. Assessing the Efficacy and Safety of Medical Technologies. Congress of the United States, Office of Technology Assessment; 1978. 152 s.
18. Dunn P, Hazzard E. Technology approaches to digital health literacy. *Int J Cardiol.* 15. oktober 2019;293:294–6.
19. di Biase L, Di Santo A, Caminiti ML, De Liso A, Shah SA, Ricci L, m.fl. Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. *Sensors.* 22. juni 2020;20(12):3529.
20. Rizzo G, Copetti M, Arcuti S, Martino D, Fontana A, Logroscino G. Accuracy of clinical diagnosis of Parkinson disease: A systematic review and meta-analysis. *Neurology.* 9. februar 2016;86(6):566–76.
21. National Institute of Neurological Disorders and Stroke. Normal Pressure Hydrocephalus Information Page [Internet]. [hent 15. marts 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.ninds.nih.gov/Disorders/All-Disorders/Normal-Pressure-Hydrocephalus-Information-Page>
22. Fritsch MJ, Kehler U, Meier U. Normal Pressure Hydrocephalus: Pathophysiology - Diagnosis - Treatment [Internet]. NEW YORK, UNITED STATES: Thieme Medical Publishers, Incorporated; 2014 [hent 17. marts 2022]. Tilgængelig hos: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/aalborguniv-ebooks/detail.action?docID=1720956>
23. Graff-Radford NR, Jones DT. Normal Pressure Hydrocephalus. *Contin Lifelong Learn Neurol.* februar 2019;25(1):165.
24. Ferrari A, Milletti D, Giannini G, Cevoli S, Oppi F, Palandri G, m.fl. The effects of cerebrospinal fluid tap-test on idiopathic normal pressure hydrocephalus: an inertial sensors based assessment. *J NeuroEngineering Rehabil.* 16. januar 2020;17(1):7.
25. Bovonsunthonchai S, Witthiwej T, Ngamsombat C, Sathornsumetee S, Vachalathiti R, Muangpaisan W, m.fl. Effect of spinal tap test on the performance of sit-to-stand, walking, and



- turning in patients with idiopathic normal pressure hydrocephalus. *Nagoya J Med Sci.* februar 2018;80(1):53–60.
26. Yong-Hyun L, Pan-Woo K, Ki-Su P, Hwang SK, Sung-Hee K, Han J, m.fl. Quantitative Gait Analysis and Cerebrospinal Fluid Tap Test for Idiopathic Normal-pressure Hydrocephalus. *Sci Rep Nat Publ Group.* november 2019;9:1–8.
  27. Song M, Lieberman A, Fife T, Nielsen M, Hayden S, Sabbagh M, m.fl. A prospective study on gait dominant normal pressure hydrocephalus. *Acta Neurol Scand.* 2019;139(4):389–94.
  28. Kahlon B, Sundbärg G, Rehncrona S. Comparison between the lumbar infusion and CSF tap tests to predict outcome after shunt surgery in suspected normal pressure hydrocephalus. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1. december 2002;73(6):721–6.
  29. Wikkelsø C, Andersson H, Blomstrand C, Lindqvist G, Svendsen P. Predictive value of the cerebrospinal fluid tap-test. *Acta Neurol Scand.* 1986;73(6):566–73.
  30. Wikkelsø C, Andersson H, Blomstrand C, Lindqvist G. The clinical effect of lumbar puncture in normal pressure hydrocephalus. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1. januar 1982;45(1):64–9.
  31. Wikkelsø C, Hellström P, Klinge PM, Tans JTJ, Group on behalf of the E iNPH MS. The European iNPH Multicentre Study on the predictive values of resistance to CSF outflow and the CSF Tap Test in patients with idiopathic normal pressure hydrocephalus. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1. maj 2013;84(5):562–8.
  32. Agostini V, Lanotte M, Carlone M, Campagnoli M, Azzolin I, Scarafia R, m.fl. Instrumented Gait Analysis for an Objective Pre-/Postassessment of Tap Test in Normal Pressure Hydrocephalus. *Arch Phys Med Rehabil.* 1. juli 2015;96(7):1235–41.
  33. Virhammar J, Cesarini KG, Laurell K. The CSF tap test in normal pressure hydrocephalus: evaluation time, reliability and the influence of pain. *Eur J Neurol.* 2012;19(2):271–6.
  34. June 2019 - Volume 84 - Issue 6 : Neurosurgery [Internet]. [hentet 5. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://journals-lww-com.zorac.aub.aau.dk/neurosurgery/toc/2019/06000>
  35. Stolze H, Kuhtz-Buschbeck JP, Drücke H, Jöhnk K, Illert M, Deuschl G. Comparative analysis of the gait disorder of normal pressure hydrocephalus and Parkinson's disease. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* marts 2001;70(3):289–97.
  36. NAKAJIMA M, YAMADA S, MIYAJIMA M, ISHII K, KURIYAMA N, KAZUI H, m.fl. Guidelines for Management of Idiopathic Normal Pressure Hydrocephalus (Third Edition): Endorsed by the Japanese Society of Normal Pressure Hydrocephalus. *Neurol Med Chir (Tokyo).* februar 2021;61(2):63–97.
  37. Duncan RP, Combs-Miller SA, McNeely ME, Leddy AL, Cavanaugh JT, Dibble LE, m.fl. Are the average gait speeds during the 10meter and 6minute walk tests redundant in Parkinson disease? *Gait Posture.* 1. februar 2017;52:178–82.

38. Wannaprom N, Sungkarat S, Uthaikhup S. Change in gait speed using the timed 10 meter walk test in individuals with neck pain. *J Assoc Med Sci.* 1. januar 2018;51(1):1–5.
39. Lindholm B, Nilsson MH, Hansson O, Hagell P. The clinical significance of 10-m walk test standardizations in Parkinson's disease. *J Neurol.* 2018;265(8):1829–35.
40. Hurt CP, Lein DH, Smith CR, Curtis JR, Westfall AO, Cortis J, m.fl. Assessing a novel way to measure step count while walking using a custom mobile phone application. *PLoS ONE.* 6. november 2018;13(11):e0206828.
41. Sinead G. 10 Metre Walk Test [Internet]. Physiopedia. [henvist 6. maj 2022]. Tilgængelig hos: [https://www.physio-pedia.com/10\\_Metre\\_Walk\\_Test](https://www.physio-pedia.com/10_Metre_Walk_Test)
42. Sattelmayer KM, Jagadamma KC, Sattelmayer F, Hilfiker R, Baer G. The assessment of procedural skills in physiotherapy education: a measurement study using the Rasch model. *Arch Physiother.* 25. maj 2020;10:9.
43. Webster KE, Wittwer JE, Feller JA. Validity of the GAITRite® walkway system for the measurement of averaged and individual step parameters of gait. *Gait Posture.* 1. december 2005;22(4):317–21.
44. Allali G, Laidet M, Beauchet O, Herrmann FR, Assal F, Armand S. Dual-task related gait changes after CSF tapping: a new way to identify idiopathic normal pressure hydrocephalus. *J NeuroEngineering Rehabil.* 21. december 2013;10:117.
45. Jost D. What is an accelerometer? [Internet]. Fierce Electronics. 2019 [henvist 13. april 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.fierceelectronics.com/sensors/what-accelerometer>
46. Najme M, Naqvi Z, Kumar A, Chauhan A, Sahni K. Step Counting Using Smartphone-Based Accelerometer. *Int J Comput Sci Eng.* 1. maj 2012;4.
47. Abadleh A, Al-Hawari E, Alkafaween E, Al-Sawalqah H. Step detection algorithm for accurate distance estimation using dynamic step length. I: 2017 18th IEEE International Conference on Mobile Data Management (MDM) [Internet]. Daejeon: IEEE; 2017 [henvist 13. april 2022]. s. 324–7. Tilgængelig hos: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7962470/>
48. Kang X, Huang B, Qi G. A Novel Walking Detection and Step Counting Algorithm Using Unconstrained Smartphones. *Sensors.* 19. januar 2018;18(1):297.
49. Ladetto Q. On foot navigation: Continuous step calibration using both complementary recursive prediction and adaptive Kalman filtering. *Proc ION GPS.* 1. januar 2000;
50. Jirawimut R, Ptasinski P, Garaj V, Cecelja F, Balachandran W. A Method for Dead Reckoning Parameter Correction in Pedestrian Navigation System. *Instrum Meas IEEE Trans On.* 1. marts 2003;52:209–15.

51. Kappi J, Syrjarinne J, Saarinen J. MEMS-IMU based pedestrian navigator for handheld devices. *Proc ION GPS 2001*. 1. januar 2001;1369–73.
52. Leppäkoski H, Käppi J, Syrjärinne J, Takala J. Error Analysis of Step Length Estimation in Pedestrian Dead Reckoning. I 2002 [henvist 13. april 2022]. s. 1136–42. Tilgængelig hos: <http://www.ion.org/publications/abstract.cfm?jp=p&articleID=2120>
53. Oba T, Iwase H, Oshima Y, Miyazaki J, Ishii K. Optimal Conditions for Obtaining Valid Step Count Measurements in Hospitalized Patients with Abnormal Gait. *Prog Rehabil Med*. 2017;2:20170016.
54. Crouter SE, Schneider PL, Karabulut M, Bassett DR. Validity of 10 electronic pedometers for measuring steps, distance, and energy cost. *Med Sci Sports Exerc*. august 2003;35(8):1455–60.
55. Park J, Ishikawa-Takata K, Tanaka S, Mekata Y, Tabata I. Effects of walking speed and step frequency on estimation of physical activity using accelerometers. *J Physiol Anthropol*. 2011;30(3):119–27.
56. Shultz S. Examination of Musculoskeletal Injuries 4th Edition With Web Resource [Internet]. [henvist 3. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://us.humankinetics.com/products/examination-of-musculoskeletal-injuries-4th-edition-with-web-resource>
57. Gait Analysis: Normal and Pathological Function. *J Sports Sci Med*. 1. juni 2010;9(2):353.
58. Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*. 1989;136(2):217–27.
59. Byun S, Lee HJ, Han JW, Kim JS, Choi E, Kim KW. Walking-speed estimation using a single inertial measurement unit for the older adults. Najafi B, redaktør. *PLOS ONE*. 26. december 2019;14(12):e0227075.
60. National Health Service. Critical Appraisal Skills Programme [Internet]. CASP. 2018 [henvist 9. november 2020]. Tilgængelig hos: <https://casp-uk.net/>
61. Leedy PD, Ormrod JE, Johnson LR. *Practical research: planning and design*. 2021.
62. Fokkema T, Kooiman TJM, Krijnen WP, Van Der Schans CP, De Groot M. Reliability and Validity of Ten Consumer Activity Trackers Depend on Walking Speed. *Med Sci Sports Exerc*. april 2017;49(4):793–800.
63. National Videnskabetisk Komité. Hvad skal jeg anmelde? [Internet]. National Videnskabetisk Komité. 2020 [henvist 30. april 2021]. Tilgængelig hos: <https://www.nvk.dk/forsker/naar-du-anmelder/hvilke-projekter-skal-jeg-anmelde>
64. World Medical Association. WMA Declaration Of Helsinki – Ethical Principles For Medical Research Involving Human Subjects [Internet]. World Medical Association. 2018 [henvist 28.

- april 2021]. Tilgængelig hos: <https://www.wma.net/policies-post/wma-declaration-of-helsinki-ethical-principles-for-medical-research-involving-human-subjects/>
65. MATLAB Mobile – Apps i Google Play [Internet]. [henvist 18. april 2022]. Tilgængelig hos: <https://play.google.com/store/apps/details?id=com.mathworks.matlabmobile&hl=da&gl=US>
  66. Bäcklund T, Frankel J, Israelsson H, Malm J, Sundström N. Trunk sway in idiopathic normal pressure hydrocephalus—Quantitative assessment in clinical practice. *Gait Posture*. 1. maj 2017;54:62–70.
  67. Physical activity monitoring based on accelerometry: validation and comparison with video observation. *Biol Eng*. 1999;37:5.
  68. Marques A, Cruz J, Quina S, Regêncio M, Jácome C. Reliability, Agreement and Minimal Detectable Change of the Timed Up & Go and the 10-Meter Walk Tests in Older Patients with COPD. *COPD J Chronic Obstr Pulm Dis*. 3. maj 2016;13(3):279–87.
  69. BAHRAMI F, NOORIZADEH DEHKORDI S, DADGOO M. Inter and Intra Rater Reliability of the 10 Meter Walk Test in the Community Dweller Adults with Spastic Cerebral Palsy. *Iran J Child Neurol*. 2017;11(1):57–64.
  70. Cleland I, Kikhia B, Nugent C, Boytsov A, Hallberg J, Synnes K, m.fl. Optimal Placement of Accelerometers for the Detection of Everyday Activities. *Sensors*. 2013;13(7):9183–200.
  71. Cleland I, Nugent CD, Finlay DD, Burns W, Bougourd J, Stevens K, m.fl. Effects of BMI and abdominal volume on the accuracy of step count obtained from a tri-axial accelerometer. I: 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. 2011. s. 3656–9.
  72. Li F, Zhao C, Ding G, Gong J, Liu C, Zhao F. A Reliable and accurate indoor localization method using phone inertial sensors. I 2012. s. 421–30.
  73. Full-Featured Pedometer Design Realized with 3-Axis Digital Accelerometer | Analog Devices [Internet]. [henvist 18. april 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.analog.com/en/analog-dialogue/articles/pedometer-design-3-axis-digital-acceler.html>
  74. Counting Steps by Capturing Acceleration Data from Your Mobile Device - MATLAB & Simulink - MathWorks Nordic [Internet]. [henvist 24. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://se.mathworks.com/help/matlabmobile/ug/counting-steps-by-capturing-acceleration-data.html>
  75. Signal Processing Toolbox [Internet]. [henvist 18. april 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.mathworks.com/products/signal.html>
  76. IBM Corp. Released 2020. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 27.0. Armonk. NY: IBM Corp;

77. Kim HY. Statistical notes for clinical researchers: assessing normal distribution (1). *Restor Dent Endod.* 2012;37(4):245.
78. Mishra P, Pandey C, Singh U, Gupta A, Sahu C, Keshri A. Descriptive statistics and normality tests for statistical data. *Ann Card Anaesth.* 2019;22(1):67.
79. Giavarina D. Understanding Bland Altman analysis. *Biochem Medica.* 5. juni 2015;25(2):141–51.
80. Hanneman SK. Design, Analysis and Interpretation of Method-Comparison Studies. *AACN Adv Crit Care.* 2008;19(2):223–34.
81. Sundheds- og Ældreministeriet. Vejledning om indførelse af nye behandlinger i sundhedsvæsenet [Internet]. jul 2, 1999. Tilgængelig hos: <https://www.retsinformation.dk/eli/retsinfo/1999/11052>
82. Vejledning om det informerede og stedfortrædende samtykke i sundhedsvidenskabelige forskningsprojekter [Internet]. [henvist 6. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.nvk.dk/emner/information-og-samtykke-i-forsog/vejledning-om-samtykke-i-forsog>
83. Justitsministeriet. Lov om supplerende bestemmelser til forordning om beskyttelse af fysiske personer i forbindelse med behandling af personoplysninger og om fri udveksling af sådanne oplysninger (databeskyttelsesloven) [Internet]. maj 23, 2018. Tilgængelig hos: <https://www.retsinformation.dk/eli/lta/2018/502>
84. by. Pearson Correlation Coefficient and Interpretation in SPSS - Quick SPSS Tutorial [Internet]. EZ SPSS Tutorials. 2019 [henvist 9. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://ezspss.com/pearson-correlation-coefficient-and-interpretation-in-spss/>
85. Mukaka M. A guide to appropriate use of Correlation coefficient in medical research. *Malawi Med J J Med Assoc Malawi.* september 2012;24(3):69–71.
86. Kraemer HC. Correlation coefficients in medical research: from product moment correlation to the odds ratio. *Stat Methods Med Res.* 1. december 2006;15(6):525–45.
87. Simonsen MB, Thomsen MJ, Hirata RP. Validation of different stepping counters during treadmill and over ground walking. *Gait Posture.* 1. juli 2020;80:80–3.
88. Matsuoka T, Fujimoto K, Kawahara M. Comparison of comfortable and maximum walking speed in the 10-meter walk test during the cerebrospinal fluid tap test in iNPH patients: A retrospective study. *Clin Neurol Neurosurg.* 1. januar 2022;212:107049.
89. An HS, Jones GC, Kang SK, Welk GJ, Lee JM. How valid are wearable physical activity trackers for measuring steps? *Eur J Sport Sci.* april 2017;17(3):360–8.

90. Evenson KR, Goto MM, Furberg RD. Systematic review of the validity and reliability of consumer-wearable activity trackers. *Int J Behav Nutr Phys Act.* 18. december 2015;12:159.
91. Case MA, Burwick HA, Volpp KG, Patel MS. Accuracy of smartphone applications and wearable devices for tracking physical activity data. *JAMA.* 10. februar 2015;313(6):625–6.
92. Studenski S, Perera S, Patel K, Rosano C, Faulkner K, Inzitari M, m.fl. Gait speed and survival in older adults. *JAMA.* 5. januar 2011;305(1):50–8.
93. Hurt CP, Wang J, Capo-Lugo CE, Brown DA. Effect of progressive horizontal resistive force on the comfortable walking speed of individuals post-stroke. *J Neuroengineering Rehabil.* 10. februar 2015;12:12.
94. Wong CK, Mentis HM, Kuber R. The bit doesn't fit: Evaluation of a commercial activity-tracker at slower walking speeds. *Gait Posture.* 1. januar 2018;59:177–81.
95. Storm FA, Heller BW, Mazzà C. Step Detection and Activity Recognition Accuracy of Seven Physical Activity Monitors. *PLOS ONE.* 19. marts 2015;10(3):e0118723.
96. Storti KL, Pettee KK, Brach JS, Talkowski JB, Richardson CR, Kriska AM. Gait speed and step-count monitor accuracy in community-dwelling older adults. *Med Sci Sports Exerc.* januar 2008;40(1):59–64.
97. Thorup CB, Andreasen JJ, Sørensen EE, Grønkjær M, Dinesen BI, Hansen J. Accuracy of a step counter during treadmill and daily life walking by healthy adults and patients with cardiac disease. *BMJ Open.* 1. marts 2017;7(3):e011742.
98. Rickman K. LibGuides: Research Tips: What's the difference between PubMed, Medline & Embase? [Internet]. [henvist 30. maj 2022]. Tilgængelig hos: [https://kemh.libguides.com/library/search\\_tips/faqs/difference\\_between\\_pubmed\\_medline\\_embase](https://kemh.libguides.com/library/search_tips/faqs/difference_between_pubmed_medline_embase)
99. Content - How Scopus Works - Scopus - | Elsevier solutions [Internet]. [henvist 30. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://www.elsevier.com/solutions/scopus/how-scopus-works/content>
100. Kadam P, Bhalerao S. Sample size calculation. *Int J Ayurveda Res.* 2010;1(1):55–7.
101. Cr M, Cj HM. Minimum Sample Size Requirements for a Validation Study of the Birth Satisfaction Scale-Revised (BSS-R). *J Nurs Pract* [Internet]. 15. september 2017 [henvist 9. maj 2022];1(1). Tilgængelig hos: <https://scholars.direct/Articles/nursing/jnp-1-005.php?jid=nursing>
102. Bank PJM, Roerdink M, Peper CE. Comparing the efficacy of metronome beeps and stepping stones to adjust gait: steps to follow! *Exp Brain Res.* 1. marts 2011;209(2):159–69.

103. Heeren A, W. van Ooijen M, C. H. Geurts A, L. Day B. STEP BY STEP: A PROOF OF CONCEPT STUDY OF C-MILL GAIT ADAPTABILITY TRAINING IN THE CHRONIC PHASE AFTER STROKE. *J Rehabil Med*; 2013.
104. Negrini F, [Link to external site this link will open in a new window](#), Gasperini G, Guanzioli E, Vitale JA, [Link to external site this link will open in a new window](#), m.fl. Using an Accelerometer-Based Step Counter in Post-Stroke Patients: Validation of a Low-Cost Tool. *Int J Environ Res Public Health*. 2020;17(9):3177.
105. Menz HB, Latt MD, Tiedemann A, Mun San Kwan M, Lord SR. Reliability of the GAITRite® walkway system for the quantification of temporo-spatial parameters of gait in young and older people. *Gait Posture*. 1. august 2004;20(1):20–5.
106. Schmitz-Hübsch T, Brandt AU, Pfueller C, Zange L, Seidel A, Kühn AA, m.fl. Accuracy and repeatability of two methods of gait analysis – GaitRite™ und Mobility Lab™ – in subjects with cerebellar ataxia. *Gait Posture*. 1. juli 2016;48:194–201.
107. Towards Optimized Placement of Cameras for Gait Pattern Recognition | Elsevier Enhanced Reader [Internet]. [henvist 17. maj 2022]. Tilgængelig hos: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S221201731200669X?token=CBAF7CDBCF7361E1182567A33B014CFDFFB2E1BF5533D1724D56DE6D74349D5E161FA4F0F8827111F47433C2FC6380E1&originRegion=eu-west-1&originCreation=20220517082925>
108. Hsieh KL, Sosnoff JJ. Smartphone accelerometry to assess postural control in individuals with multiple sclerosis. *Gait Posture*. 1. februar 2021;84:114–9.
109. Min-gu K, [Link to external site this link will open in a new window](#), Seong-Ji K, [Link to external site this link will open in a new window](#), Roh HK, [Link to external site this link will open in a new window](#), m.fl. Accuracy and Diversity of Wearable Device–Based Gait Speed Measurement Among Older Men: Observational Study. *J Med Internet Res*. oktober 2021;e29884.
110. Jung HW, Kang MG, Choi JY, Yoon SJ, Kim S wook, Kim K il, m.fl. Simple Method of Screening for Frailty in Older Adults Using a Chronometer and Tape Measure in Clinic. *J Am Geriatr Soc*. 2018;66(1):157–60.
111. Choi JY, Kim K il, Choi Y, Ahn SH, Kang E, Oh HK, m.fl. Comparison of multidimensional frailty score, grip strength, and gait speed in older surgical patients. *J Cachexia Sarcopenia Muscle*. 2020;11(2):432–40.
112. Paillard T, Noe F. Techniques and Methods for Testing the Postural Function in Healthy and Pathological Subjects. *BioMed Res Int* [Internet]. 2015 [henvist 16. maj 2022];2015. Tilgængelig hos: <https://www.proquest.com/docview/1735290892/abstract/C7D51E64FD96427BPQ/1>