

SKRIDTTÆLLER TIL KØRESTOLSBRUGER

Et *proof of concept* til en aktivitets-tracking-app til kørestolsbrugere, der udnytter kørestolen som en platform for sensorer.

Aktivitetsmålere har været populære i det sidste årti, men de er ikke tilpasset kørestolsbrugere og giver derfor ikke pålidelige data angående kørestolsbrugeres kalorieforbrug. En aktivitetsmåler skræddersyet til kørestolsbrugere vil øge motivationen til fysisk aktivitet og forebygge livsstilssygdomme.

Vores mål er at undersøge, hvordan sensorer placeret på kørestolen kan bruges i udviklingen af en teknisk platform, herunder en aktivitetsmåler til kørestolsbrugere.

Vi har udviklet en prototype, hvor drivhjulene på en kørestol til kørestolsbasket er udstyret med vejeceller, inertimåleenheder og mikrokontrollere. Mikrokontrollere indsamler data fra sensorer og overfører dem via Bluetooth til en mobilenhed, som bruger en app til at analysere og vise data om aktiviteter. Med denne opsætning er det muligt at tælle de relevante antal tag, som en kørestolsbruger foretager, og at få andre interessante måledata til videreudvikling af vores aktivitetsmåler.

FORFATTERE

Gianna Belle, ph.d. og lektor, IT-uddannelserne, UCN

Christina Koch Pedersen, adjunkt, eksport- og markedsføringsuddannelserne, UCN

Ole Bjerregaard Støy, studerende ved IT-uddannelserne, UCN

Henning Thomsen, ph.d. og adjunkt, IT-uddannelserne, UCN

Steffen Vutborg, lektor, IT-uddannelserne, UCN

BAGGRUND

Teknologi til at monitorere personligt aktivitetsniveau er allerede udbredt og viser potentiale for at øge fysisk aktivitet (Brickwood m.fl., 2019; Goldstein m.fl., 2019) samt

forbedring af folkesundheden.

Kørestolsbrugere er generelt mere inaktive end personer med fuld mobilitet, og som konsekvens deraf har de en større risiko for livsstils- og følgesygdomme, som f.eks. hjerte-kar-sygdomme og type 2-diabetes (Warms m.fl., 2008). De nuværende aktivitetstrackerere, der findes på markedet, er udviklet med fokus på personer med fuld mobilitet. Kørestolsbrugere oplever derfor, at de ikke kan bruge disse løsninger. Data fra vores interview med tre kørestolsbrugere tilknyttet kørestolsbasket ved Idrætsforeningen for Handicappede (I.H.) i Aalborg viser, at et af de væsentligste problemer med nuværende løsninger, som f.eks. Endomondo, Strava,

Apple Watch, m.m. er, at de ikke giver pålidelige data. Som eksempel fremhævede de, at en aktivitetstracker kunne vise, der var brugt færre kalorier på at køre op ad bakke end ved nedkørsel. Det stemmer dermed ikke overens med det faktiske kalorieforbrug, som er højere ved kørsel op ad bakke end nedad. Manglen på pålidelige og valide data er demotiverende for de interviewede, da den oplevelse, de har på egen krop, og de faktiske forhold ikke stemmer overens med trackerens data. Samtidig kan de med de nuværende løsninger kun måle tilbagelagt afstand og tid, hvilket ikke gør det muligt at sammenligne to dages aktivitet, medmindre de er identiske. (Helle og

Gøeg, 2019) kommer i deres artikel *"Wheelchair users' experiences with and need of activity trackers"* frem til de samme konklusioner. Aktivitetstrackere har en positiv indvirkning på folks aktivitetsniveau, men de nuværende løsninger matcher ikke kørestolsbrugeres behov, da de ikke leverer pålidelige data.

Oftest er aktivitetstrackere udviklet, så deres sensorer er placeret på brugeren (wearables), hvor de kan spore og måle bevægelser eller fysiologisk data som f.eks. puls og kropstemperatur. Vores fokus på en aktivitetstracker er rettet mod kørestolsbrugere, og vi har derfor mulighed for at anvende kørestolen som platform. Vi vil gerne undersøge, om denne tilgang kan give mere præcise målinger sammenlignet med de nuværende løsninger, som ikke er rettet mod kørestolsbrugere. Hvis dette er muligt, kan en sådan aktivitetstracker være med til at motivere til mere aktivitet i hverdagen for kørestolsbrugere og mindske risikoen for livsstils- og følgesygdomme.

Der er i litteraturen flere undersøgelser og design af prototyper til aktivitetstracking af kørestolsbrugere. Der er en del fokus på, hvordan data fra forskellige sensorer kan anvendes til at klassificere aktiviteter (som f.eks. arbejde ved computer, kørsel i boligen, fysisk træning mv.), samt til at måle brugerens energiforbrug (Dan Ding m.fl., 2012; Ramirez Herrera m.fl., 2018). I disse artikler når de frem til, at måling af energiforbrug ikke er trivielt, pga. at sensorerne, som bruges til at måle energiforbrug, ikke er transportable. Ligeledes er de dyre.

I ACTIDOTE-projektet (Satizabal m.fl., 2017) undersøges der, hvor præcist fem forskellige aktiviteter kan klassificeres, samt hvordan og hvor præcist brugerens energiforbrug kan måles med diverse sensorer placeret på kørestolen og dens bruger. De undersøger fem

forskellige typer af sensorer (smartwatch, gyroskop, accelerometer, vejeceller og iltoptagsmåler). I projektet bruger de kun sensorer på kørestolens ene drivhjul for at måle kraftpåvirkningen.

I artiklen (Ramirez Herrera m.fl., 2018) laver forfatterne en opstilling med fire identiske sensorer, tre placeret på kørestolsbrugeren og én placeret på selve kørestolen. Alle sensorer indeholder et accelerometer, gyroskop, magnetometer og tryksensor. Ud fra sensorernes målinger designes en maskinlæringsalgoritme, som bruges til at klassificere blandt andet to typer af skub: semicirkel og bue. Deres målinger viser, at præcisionen for klassifikationen er højest, når der anvendes en sensor på armen og en på hjulet.

Vedrørende de sensorteknologiske aspekter findes der kommercielle drivhjul, som måler tredimensionelle kræfter og drejningsmomenter på drivringe, kombineret med den vinkel, under hvilken hjulet roterer. En af dem er SmartWheel fra Out-Front (Cooper, 2009), et kommercielt klinisk værktøj, der undersøger manuel kørestolsbrug ved at analysere hvert skub på drivringen (den ring, der er placeret på drivhjulene, som brugeren griber fat i for at drive kørestolen frem). Data fra SmartWheel sendes til en computer via wi-fi. Lignende produkt er Optipush (fra Max Mobility, nu Permobil)(Guo m.fl., 2011), men dette ser ikke ud til at have nået en kommerciel version.

Fokus for vores projekt er at undersøge, hvordan kørestolen kan anvendes som fysisk platform for sensorer og give pålidelige data til brugeren. Herunder er målet at undersøge, om vi kan udvikle en aktivitetstracker til kørestolsbrugere, som måler antal tag og impuls, samt en app, der præsenterer data for brugeren.

Til forskel fra (Satizabal m.fl., 2017) og fra (Ramirez Herrera m.fl., 2018) fokuserer vi på måling af

kraftpåvirkning på begge drivhjul, da vores tese er, at dette vil give bedre præcision til at klassificere et skub/tag. SmartWheel og Optipush er begge lukkede, færdige træningssystemer, hvor det ikke er muligt at få rå output til databehandling. Det er heller ikke muligt for os at udvide med yderligere sensorer, hvilket betyder, at disse ikke er egnede til vores platform.

I denne artikel vil vi gennemgå den del af vores projekt, som har fokus på udviklingen af aktivitetstrackerens tekniske platform, som forskere inden for fysio- og ergoterapi samt tekniske grene kan bruge som udgangspunkt i deres forskning, undervisning, projekter, etc. Vi bruger i første omgang målinger af kraftpåvirkninger i drivringene. De data, der indsamles, bliver behandlet og sendt til en mobil enhed, hvor de analyseres og synliggøres for brugeren. Disse målinger bruges til at klassificere skub/tag, som sendes til den mobile app.

Vi ønsker dermed at undersøge, om og hvordan vi kan anvende kørestolen som fysisk platform for sensorer, men adskiller os fra allerede beskrevne løsninger, idet vi vil montere sensorer på begge drivhjul. På baggrund af dette vil vi ligeledes undersøge, om vi kan udvikle en aktivitetstracker til kørestolsbrugere samt en tilhørende app, som kan fungere på diverse drivhjul.

Projektet er et samarbejde mellem IT-uddannelserne på UCN, UCN-forskningsprogrammet *Teknologier i borgernær sundhed* (TIBS), som har bidraget med finansiering og ekspertise, og virksomheden Woltturnus A/S, som udvikler, producerer og sælger manuelle kørestole, sportskørestole og håndcykler. Woltturnus har leveret kørestole til test af prototype.

METODE

Vi har i projektet fulgt Ellis & Levys *"Design and development research method"* (Ellis og Levy, 2010), hvor vi

kombinerer en traditionel forskningstilgang med en konkret løsning på et problem. Vi har valgt denne tilgang, fordi metoden er tilrettet teknologifeltet, og den involverer processer til at designe, udvikle og evaluere innovative produkter (hvilket bliver kaldt artefakter i denne sammenhæng).

Metoden består af seks trin; 1) identificere problemet, 2) beskrive målene, 3) designe og udvikle artefakt, 4) teste artefakt, 5) evaluere testresultat og 6) formidle testresultaterne. I vores forskningsprojekt er det artefakt, der skal udvikles, en aktivitetstracker rettet mod kørestolsbrugere samt forskere inden for ergo- og fysioterapi til yderligere forskningsprojekter.

Trin 1) *identificere problemet*: Her skal problemfeltet identificeres og indkredses. I (Ellis og Levy, 2010) er denne fase kendetegnet ved, at der desuden ikke findes noget produkt, værktøj eller nogen model, som løser problemet tilfredsstillende. I denne fase har vi undersøgt baggrundslitteratur for at opnå viden om problemets omfang og få viden om mulige produkter og løsninger. Baggrundslitteraturen er fundet ved at bruge Google Scholar samt ved undersøgelse i referencelisten i de fundne artikler. Vi har desuden brugt søgemaskinen Google til at undersøge, hvilke produkter til aktivitetstracking af kørestolsbrugere der findes på markedet.

Vi har gennemført et interview med kørestolsbrugere med henblik på at få viden om, hvilke problemer de oplever med de nuværende løsninger, samt hvilke ønsker og krav de har til en fremtidig løsning udviklet til kørestolsbrugere. Vi bruger i projektet kørestolsbasket som case for en proof-of-concept-prototype, og vores deltagere i interviewet er tre kørestolsbrugere tilknyttet Idrætsforeningen for Handicappede i Aalborg (I.H. Aalborg), som alle er aktive spillere. Der er inden interviewet udarbejdet en spørgeguide med tre

hovedemner. Interviewet blev optaget og efterfølgende transskriberet og analyseret i forhold til kategorier for derigennem at belyse, hvilke data vores aktivitetstracker skal kunne måle. Deltagerne er informeret, der er indhentet samtykke, og General Data Protection Regulation (GDPR) er overholdt.

Trin 2) *beskrive målene*: Her skal de krav, produktet skal opfylde for at løse problemet, identificeres. Vi har på baggrund af ovenstående og ud fra projektets fokus opsat en række krav og mål for, hvad vores aktivitetstracker målrettet kørestolsbrugere skal opfylde (se trin 2 under udvikling af prototype).

Trin 3) *designe og udvikle artefakt*: Her skal produktet udvikles. Vi har benyttet en agil metode til udvikling af prototypen. Den agile metode baserer sig på en fremgangsmåde, der tager udgangspunkt i bl.a. adaptiv planlægning og i udvikling af en løsning inkrementel og iterativt. Det vil sige, at udviklingsprocessen kan håndtere forandringer (ændringsanmodning), og at vi udvikler systemet gennem gentagne cyklusser (iterativ), og kun mindre og enklere dele skal udvikles ad gangen (inkrementelt).

Trin 4) *teste artefakt*: Her testes den udviklede prototype med henblik på at klarlægge, om den opfylder de opstillede mål (trin 2). Hertil har vi opstillet nogle korte, præcise testscenarier med specifikke brugsmønstre. Herefter har vi filmet gennemførelsen af hvert scenarie og logget data. Ved at sammenholde data med video kan vi genkende forskellige mønstre i data, herunder definere et tag/skridt.

Trin 5) *evaluere testresultat og 6) formidle testresultat*: Disse har fokus på at evaluere, om prototypen opfylder de opstillede mål, og formidle projektets resultater. Dette indbefatter både skriftlig og mundtlig formidling ved interne og eksterne arrangementer. Dette vil blive uddybet i næste afsnit.

UDVIKLING AF PROTOTYPE

TRIN 1: IDENTIFICERE PROBLEMET

I gennem vores interview med kørestolsbrugere fik vi viden om, hvilke udfordringer de nuværende aktivitetstracker, som ikke er målrettet kørestolsbrugere, giver. De interviewede oplever, at de data, de får, ikke er pålidelige, og at flere af funktionerne ikke kan anvendes af kørestolsbrugere. De oplever det alle som demotiverende faktorer. Motivationen til at bruge en aktivitetstracker relaterer sig for de interviewede til sundhed. En af de største motivationer er at kunne se, hvor aktive de er i hverdagen, og at få en bedre forståelse for forholdet mellem kalorieindtag og kalorieforbrænding. Mange kørestolsbrugere bliver over tid overvægtige, fordi deres aktivitetsniveau bliver mindre, men deres madvaner forbliver ofte de samme – det gælder især personer, som bliver kørestolsbrugere efter at have haft fuldt mobilitet.

De interviewede efterspørger en løsning, som giver mere pålideligt og validt data. De fremhæver, at det ville være interessant og brugbart at kunne måle antal tag. Dermed vil de kunne se, hvor aktive de er på en dag, og holde det op imod andre dage. Der blev også fremhævet måling af forbrændte kalorier som en væsentlig faktor. Ved at kunne måle antal kalorier vil de ligeledes kunne måle deres aktivitetsniveau, og de kan f.eks. holde to forskellige dage eller træningssessioner op imod hinanden. De ser værdi i at bruge en aktivitetstracker både til dagligdagsbrug og til træningsbrug. Ønskerne til trackerens målinger varierer, alt efter om det er til træningsbrug eller dagligdagsbrug, hvor de til træningsbrug ønsker flere detaljer og andre målinger som f.eks. acceleration og kraft pr. tag.

Andre vigtige faktorer, der påpeges, er, at trackeren skal være nem at håndtere og på-/afmontere. Hvis det tager for lang tid eller er for kompliceret, så vil de efter kort tid

opgive. Derudover er det visuelle udtryk vigtigt. Hvis selve trackerne kommer til at være et forstyrrende element på kørestolen, både funktionsmæssigt, men også visuelt, vil de være mindre tilbøjelige til at bruge den. En kørestol er for dem en del af deres påklædning, hvorfor udseende og udtryk også spiller en rolle.

I litteraturen er der ingen decidede produkter, der behandler den samme problemstilling på samme måde, som vi gør. Flere artikler har fokus på at teste forskellige typer af sensorer, bl.a. (Ramirez Herrera m.fl., 2018) og (Satizabal m.fl., 2017), hvor (Dan Ding m.fl., 2012) og (Ramirez Herrera m.fl., 2018) har fokus på at klassificere aktiviteter. Fælles for disse er, at de kun har fokus på målinger på ét drivhjul, enten alene eller i kombination med sensorer på brugeren. Vores udgangspunkt er, at målinger på begge drivhjul vil give mere komplette data for kørestolsbrugerens aktivitet.

De allerede eksisterende løsninger SmartWheel og Optipush er lukkede systemer, som vi ikke kan bygge videre på. Samtidig er det systemer, der kræver specielle drivhjul monteret på kørestolene, og prisen på systemerne er relativt høj, hvorfor det kan være en udfordring for en kørestolsbruger at skulle anskaffe sig disse. I vores løsning er fokus, at aktivitetstrackeren skal kunne monteres på forskellige slags drivhjul, hvorfor det ikke er nødvendigt, at brugeren skal investere i et specielt sæt drivhjul.

TRIN 2: BESKRIVELSE AF MÅL

Målene i projektet er defineret ud fra samtaler med de interviewede kørestolsbrugere, samtaler med forskere inden for fysio- og ergoterapi, samt af gap/mangler i litteraturen.

I interviewet blev det påpeget, at hvis en aktivitetstracker skal være anvendelig for dem, bør den kunne måle antal tag/skridt, distance og forbrændt energi som de vigtigste faktorer. For at definere kravene til systemet har vi været i kontakt med

TIBS, og vi har desuden taget svar og input fra de interviewede med i vores overvejelser.

Vi beskriver målene/krav med hjælp af *user stories*, hvilket er en udbredt måde at formulere krav på inden for produkt- og softwareudvikling. Vi har to typer brugere af vores system. Kørestolsbrugere, som kan bruge produktet til at måle deres aktivitet, og forskere i fysio- og ergoterapi samt tekniske grene (f.eks. hardware- og softwareudvikling), der kan bruge produktet som udgangspunkt til deres forskning. Følgende *user stories* beskriver kørestolsbrugerens ønsker:

- Som kørestolebruger ønsker jeg at kunne måle antal tag/skridt, jeg har taget, med det formål at se, hvor aktiv jeg har været;
- Som kørestolebruger ønsker jeg at kunne måle afstanden, jeg har kørt, med det formål at se, hvor aktiv jeg har været;
- Som kørestolebruger ønsker jeg at kunne måle energiforbrug med det formål at se, hvor mange kalorier jeg har forbrændt;
- Som kørestolsbruger ønsker jeg at kunne se disse målinger på en overskuelig måde på min smartphone.

Vi har i første omgang fokuseret på *user stories*, hvor user er kørestolsbruger, som kan bruge kørestolen ift. aktivitetstracking.

TRIN 3: DESIGN OG UDVIKLING AF PROTOTYPE

Udvikling af system

I dette afsnit beskriver vi design og udvikling af prototypen.

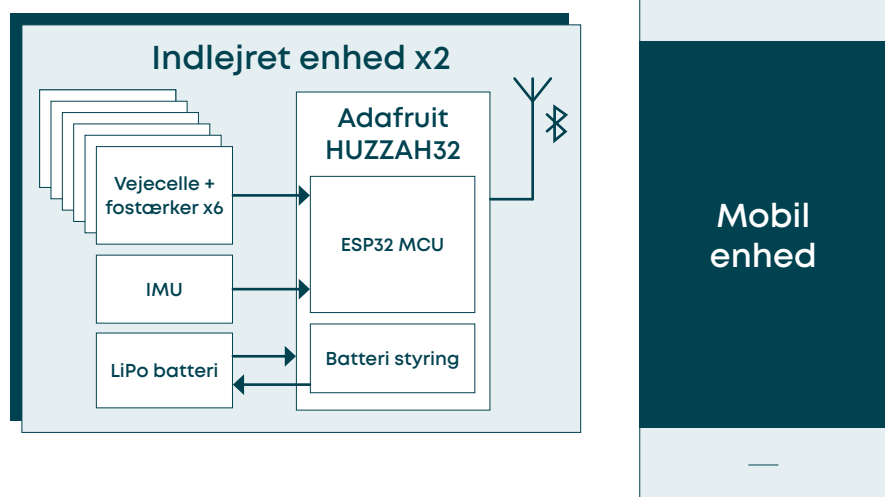
Prototypen er opbygget af to hovedkomponenter. Den første er en mobil app, som skal installeres på brugerens smartphone eller tablet. Den anden består af et sæt indlejrede enheder, der skal monteres på begge kørestolens drivhjul.

Indlejret enhed

Hver indlejrede enhed opsamler data fra sensorer på drivhjulene og sender dem til mobilappen via Bluetooth Low Energy (BLE). Systemet er illustreret ved figur 1.

Den indlejrede enhed består af en Espressif ESP32 mikrocontroller (MCU) på et Adafruit HUZ-ZAH32-print (Adafruit, 2021). Mikrocontrolleren er valgt på grund af sin fleksibilitet, da den integrerer både wi-fi og BLE. Desuden har den en kraftig processor, som muliggør et højt niveau af lokal processering og en low power sleep-tilstand, der muliggør lang batterilevetid. Selvom vi i første omgang ikke har brug for wi-fi eller en kraftig processor, giver disse funktioner muligheden for fremtidig udvikling af platformen. HUZAH32-printet er valgt på grund af sin omfattende dokumentation samt sin integrerede

Figur 1: Funktionel blokdiagram for activity tracker elektronik. (Udarbejdet af forfatterne.)



batteristyringskredsløb. Hvert drivhjul er forsynet med et kompakt Litium Polymer-batteri (LiPo), som giver god batterilevetid og lav vægt.

Som forbindelse mellem hjul og drivringe har vi monteret seks vejeceller med tilhørende forstærker, hvilket muliggør aflæsning af den afsatte kraft i drivringen. figur 2 viser de seks vejeceller monteret på drivringen.

For at kende hjulets rotation har vi monteret en seksakset inertimåle-enhed (IMU) med accelerometer og gyroskop ved hver af de to indlejrede enheder.

Mikrokontrolleren er programmeret efter et superloop-paradigme i programmeringssproget C++, hvor den med et interval på 100 millisekunder aflæser vejeceller og IMU for at få et tilstrækkeligt detaljeret billede af dynamikken, uden for store diskretiseringsfejl. For at minimere strømforbruget går mikrokontrolleren i dvaletilstand (deep sleep) mellem målingerne. Den opsamlede telemetri formateres og samles i pakker af 10 måleserier og transmitteres via BLE til den mobile enhed én gang hvert sekund. Hertil har vi valgt at bruge BLE på grund af dens lave strømforbrug, og fordi den understøttes af størstedelen af nyere mobile enheder. BLE anvendes desuden allerede i stor udstrækning til aktivitetstracking og helbredsmoniteringsapplikationer, og standarden implementerer profiler, som er beregnet hertil. Ved at anvende disse standardprofiler kan man fremstille en enhed, der kan virke med eksisterende enheder.

MOBILAPPEN

Den anden komponent af vores prototype er mobilappen, som skal behandle data og vise nyttige informationer til kørestolsbrugeren. For at udvikle en mobilapp kan man vælge imellem forskellige hjælpemærktøjer (eng. framework). De vigtigste er: *native*, *hybrid* eller

Figur 2: Wolturnus basketkørestol med monteret indlejret enhed og vejeceller.

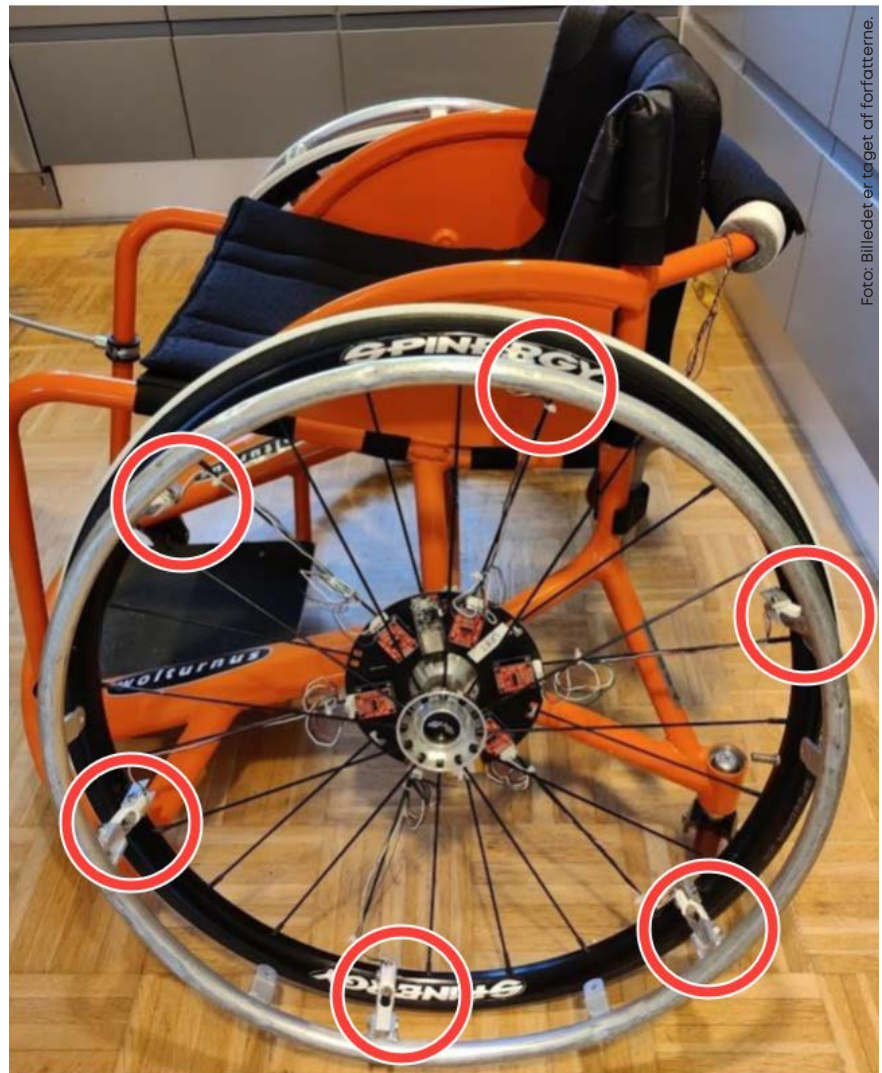


Foto: Billedet er taget af forfatterne.

progressive web. Native-apps oprettes til et specifikt mobiloperativsystem såsom Android eller iOS. De giver som regel den bedste performance og en bedre brugeroplevelse (UX). *Hybrid*-apps, også kendt som krydsplatform-apps, deler en fælles kodebase til alle enhedstyper, så man kan bygge én app, der fungerer på tværs af flere operativsystemer. *Progressive web*-apps tilgås via en internet-browser og er dermed uafhængige af operativsystemet. Selvom man godt kan bruge appen offline, kræver det som regel, at man har forbindelse til internettet.

Vi har valgt at bruge en hybrid løsning til prototypen, da det er hurtigere at udvikle og vedligeholde en fælles kodebase, som er

platformuafhængig. Den høje grad af fleksibilitet i programudviklingen er specielt vigtig, når man udvikler et *proof of concept*, hvori der kan komme hyppige ændringer i krav. Selvom progressive web-apps giver fleksibilitet, har de ulemper som større batteriforbrug, begrænset adgang til hardwarekomponenter på enhederne og kravet om at oprette et websted, som har påvirket vores beslutning til at fravælge dette framework.

Mobilappen er udviklet i udviklingsmiljøet Flutter, der er Googles open source User Interface-værktøj til opbygning af krydsplatformapplikationer til mobile enheder såsom smartphones og tablets.

Til mobilappen har vi udviklet en brugergrænseflade, hvor målet er at vise de indsamlede og analyserede data. Vi har ikke fokuseret på brugeroplevelse, da vi stadig er i en tidlig fase, hvor systemet ses som et

forskningsværktøj. Fra hjemskærmen er det muligt at starte en ny BLE-forbindelse til de to enheder på hjulene (se figur 3) og begynde at registrere den modtagne sensordata (se figur 4). Målingerne kan

startes og stoppes, og det er valgfrit, hvorvidt data skal gemmes på brugerens smartphone (se figur 5).

Figur 3: Forbindelse til enheder.

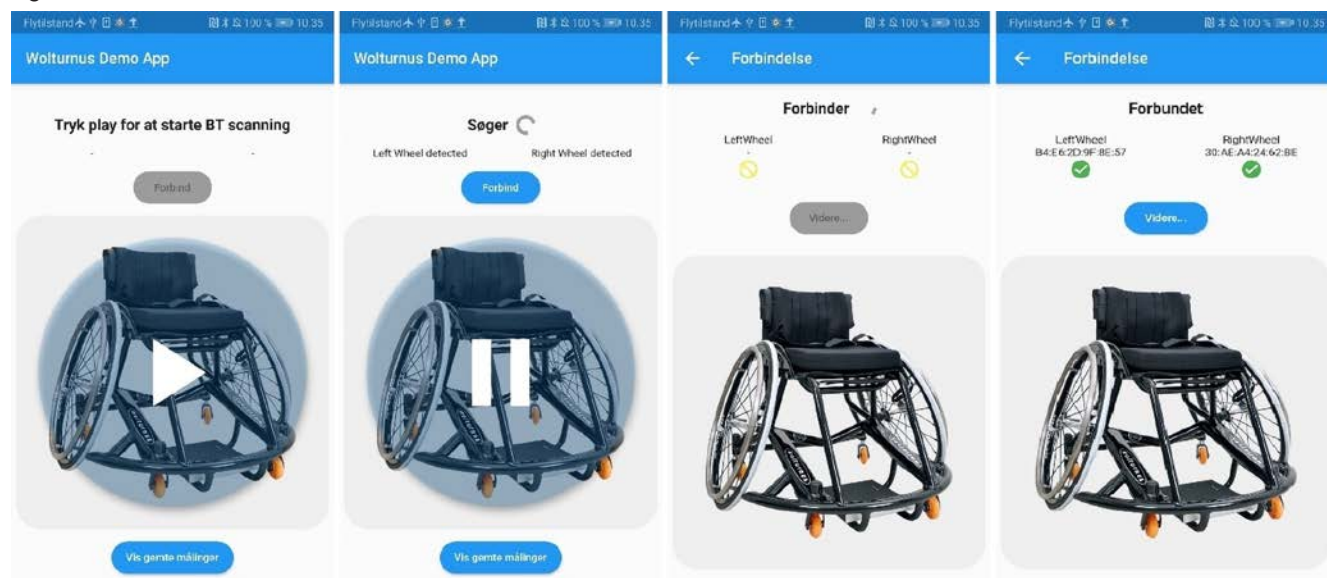


Foto: Billedet er taget af forfatterne.

Figur 4: Sensordata modtages.

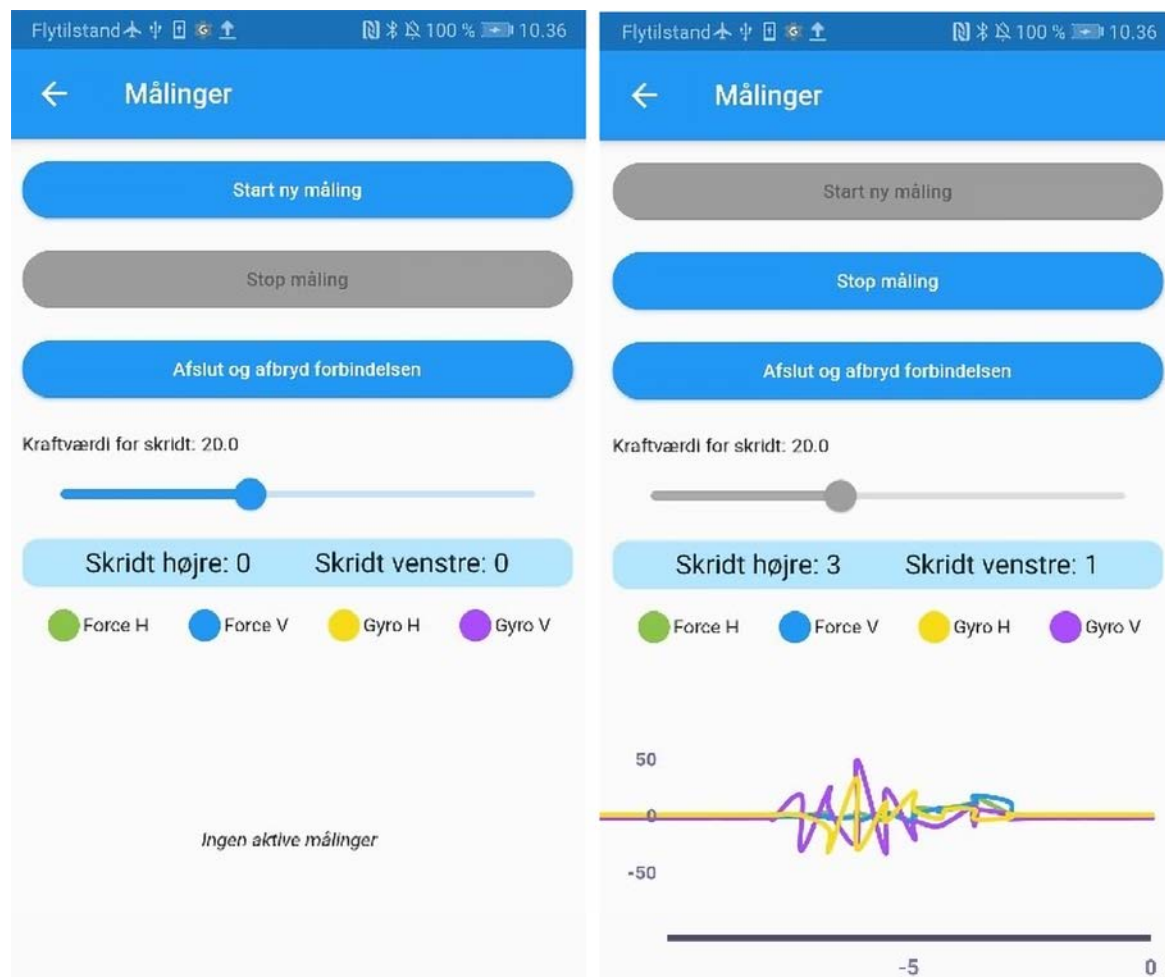


Foto: Billedet er taget af forfatterne.

Figur 5: Data kan gemmes

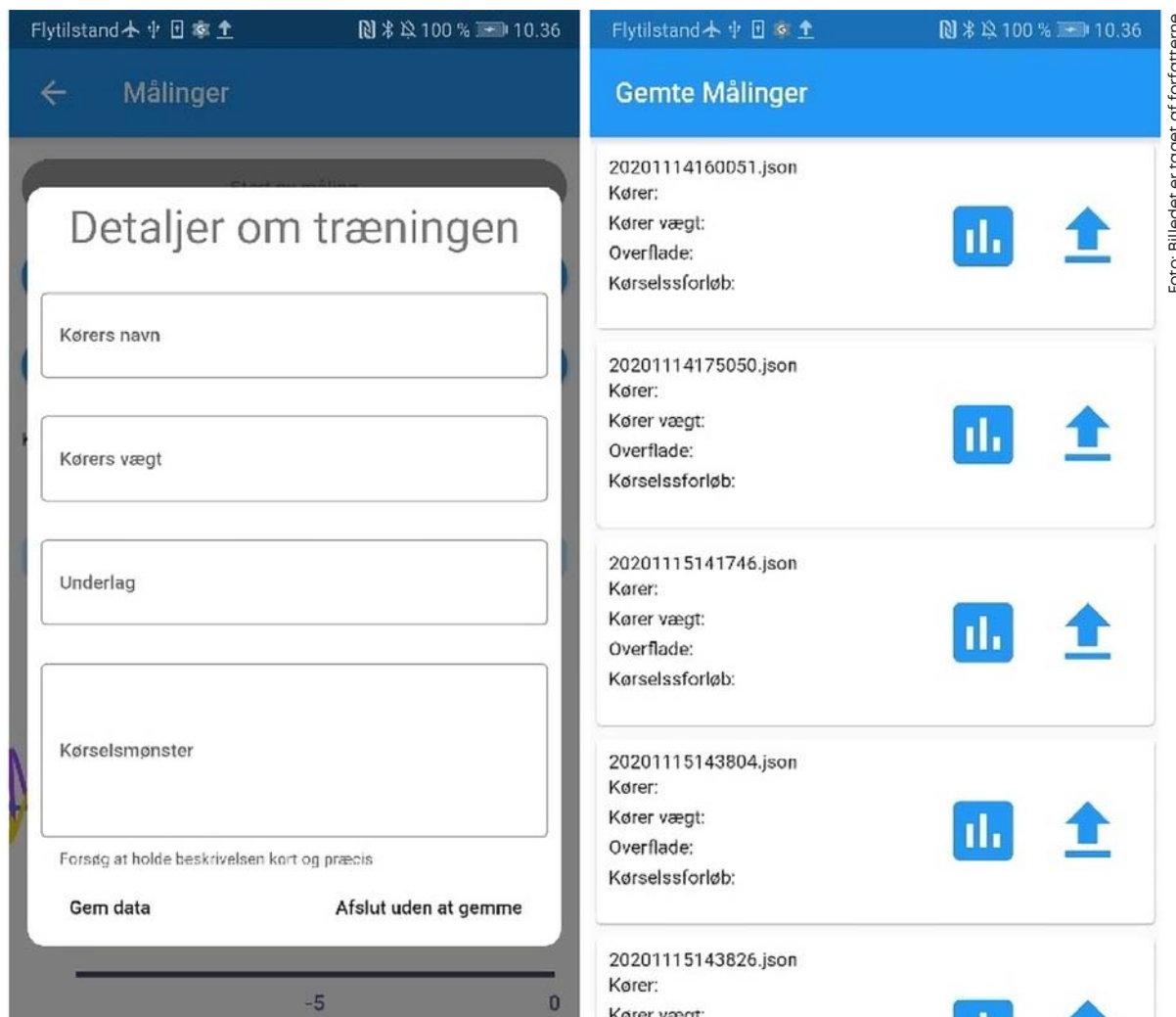


Foto: Billedet er taget af forfatterne.

IMPLEMENTERING AF SKRIDTTÆLLER

Den første funktionalitet, vi har implementeret på vores platform, er en *skridttæller*, som er baseret på samling af målinger af kraftpåvirkninger i drivringene. Data er i nuværende version af platformen ikke kalibreret, hvilket vil sige, at værdierne ikke svarer til kraft i enheden Newton.

Hvad kan opfattes som et skridt for kørestolsbrugeren? Vi tæller de "tag" foretaget af brugeren, hvor brugeren har brugt en kraft over en specifik grænseværdi. Så et tag frem eller tilbage, eller en opbremsning kan opfattes som et skridt. Alt efter hvilken bruger som benytter kørestolen, er det muligt i appen at

indstille den grænseværdi for kraften, der skal til for at definere et skridt.

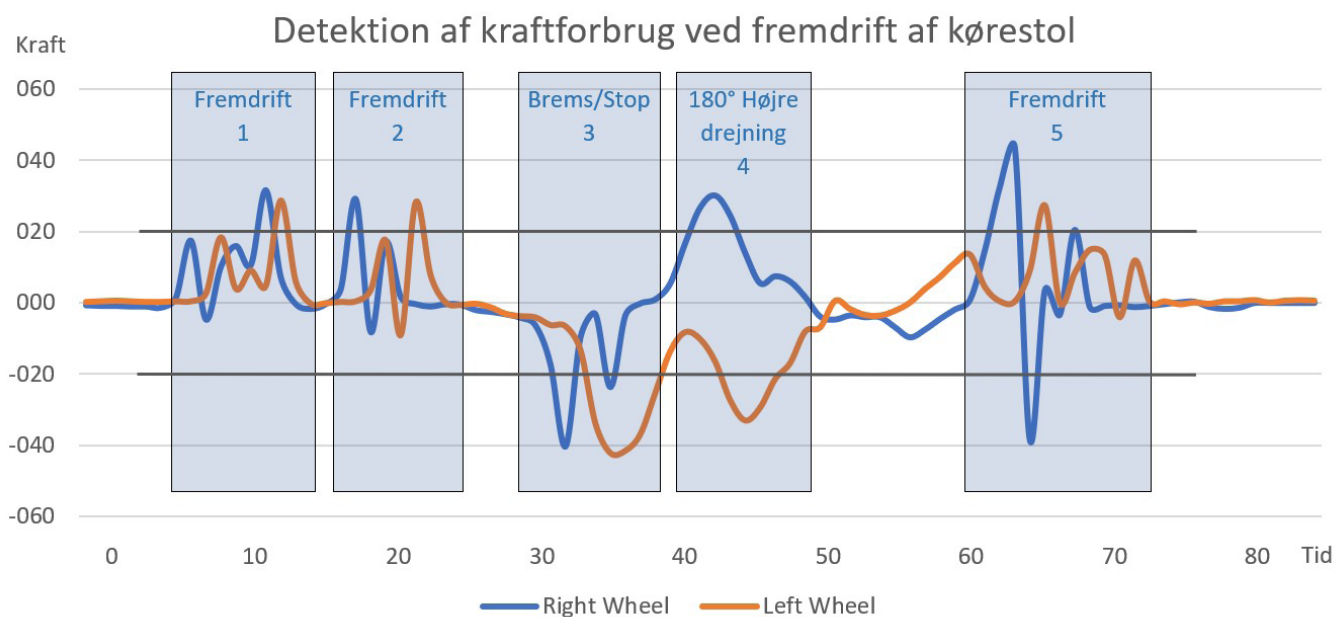
I figur 6 ses et eksempel af analyseret data fra kraftpåvirkning relateret til et kørselsmønster, som angiver to tag fremadrettet, en opbremsning efterfulgt af et 180 graders sving højre om egen akse, for endelig at afslutte med endnu et fremadrettet tag. Kørselsmøntret er foretaget på en plan asfalteret overflade. X-aksen angiver tiden mellem de modtagne datapakker fra sensorerne. Y-aksen angiver hhv. den gennemsnitlige kraft over de seks vejeceller monteret på hvert drivhjul, samt gyroskopdata fra de påmonterede IMU'er. Vi har valgt at

arbejde med den gennemsnitlige kraft, da det er en ret enkel metode, som giver gode resultater, men målinger fra hver sensor er tilgængelig for mere komplekse algoritmer.

Ved at opstille en tærskelværdi for et "tag" på 20, ses det, at mønstret kan karakteriseres til at være udført med fem "tag" fra højre hjul, og fem "tag" fra venstre. Tærskelværdien er empiristisk bestemt ud fra visuel inspektion.

Data ifm. en måleserie kan eksporteres i en JSON-formateret (JavaScript Object Notation) fil. Fordelen ved at bruge JSON-formatet er, at formatet understøttes bredt af programmer til

Figur 6: Eksempel af analyseret data fra kraftpåvirkning. (Udarbejdet af forfatterne.)



databasebehandling. Fra appen er det muligt at uploade indsamlet data direkte til en cloudserver eller lignende, ligesom det er muligt direkte at distribuere filerne via mail.

ESTIMERING AF IMPULSÆNDRING OG ENERGI

Den anden funktionalitet, vi har implementeret, er estimering og visualisering af den anvendte kraft over tid (impulsændring). Dette er baseret på kraftpåvirkninger i kørestolens drivring. I klassisk mekanik er impulsændring J kraft integreret over tid: $J = \int_{t_2}^{t_1} \mathbf{F} dt$. Vi har anvendt en zero-order hold approksimation til at opnå en diskret version af impulsændringen med $J \approx \sum_{i=1}^n \mathbf{F}_i (t_i - t_{i-1})$, hvor \mathbf{F}_i er den målte kraftpåvirkning til tiden t_i . Fordi mikrokontrolleren foretager målinger med fast 100 ms interval, kan $t_i - t_{i-1}$ erstattes med 100 ms, og dermed kan vi estimere impulsændringen som $J \approx \frac{1}{10} \sum_{i=1}^n \mathbf{F}_i$.

Selvom den anvendte kraft over tid ikke er en direkte beregning af energiforbrug, kan det

repræsentere en vigtig værdi, som kan bruges til yderligere databasebehandling. Når kørestolen skubbes i en bestemt periode, vil en større impuls resultere i en større hastighed – og derfor en større tilbagelagt afstand i den tid og en større kinetisk energi (Schilling m.fl., 2008).

Ved at fusionere data fra gyroskopet og vejecellerne kan den energi, kørestolsbrugeren afsætter i kørestolen, beregnes ved det fysiske begreb arbejde $W = \mathbf{F} \cdot \mathbf{s}$. For et roterende legeme anvendes følgende repræsentation $W = \int_{t_0}^{t_1} \mathbf{T} \cdot \omega dt$, hvor \mathbf{T} er momentet om rotationsaksen, og ω er vinkelhastigheden. Vinkelhastigheden opnås fra gyroskopet, og momentet beregnes som $\mathbf{T} = \mathbf{F} \cdot r_w$, hvor r_w er drivningens radius. Dermed kan vi opnå, at $W = r_w \int_{t_0}^{t_1} \mathbf{F} \cdot \omega dt$ hvilket, efter samme logik som før, kan approksimeres som $W = \frac{r_w}{10} \sum_{i=1}^n \mathbf{F}_i \cdot \omega_i$. Arbejdet og energien, som kørestolsbrugeren afsætter i kørestolen, kan dermed beregnes ud fra tilgængelige data, men er på nuværende tidspunkt ikke implementeret.

TRIN 4: TEST

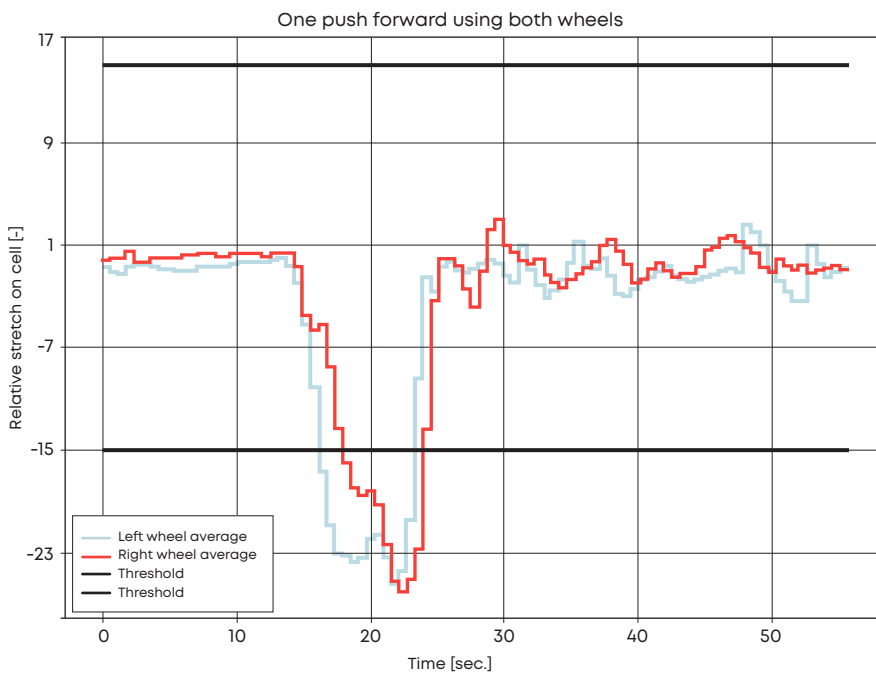
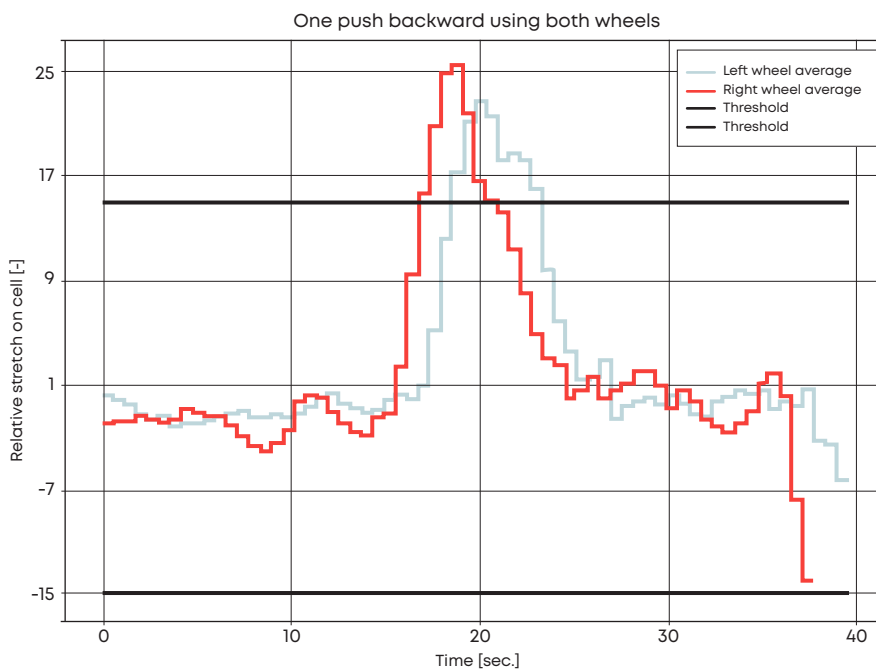
For at undersøge, om vores artefakt opfylder kravene fremsat i trin 2, har vi gennemført en antal tests af artefaktet. Disse tests er beskrevet nedenfor.

Test af detektion af tag/skub

Et centralt element i vores aktivitetstracker er dens mulighed for at finde ud af, om der er foretaget et skub/tag, og i hvilken retning det er (forlæns/baglæns). Disse tests er lavet med begge hjul påmonteret kørestolen. Følgende tests beskrives og vises:

- Et skub frem
- Et skub tilbage

I disse tests har testpersonen lavet hhv. et skub fremad og bagud. Varigheden af disse tests er cirka 30 sekunder. Resultaterne er vist i figur 7 og figur 8. Testpersonen er en kørestolsbruger, og underlaget er vinyl.

Figur 7: Test af kørestol med ét skub fremad. (Udarbejdet af forfatterne.)**Figur 8:** Test af kørestol med ét skub baglæns. (Udarbejdet af forfatterne.)

Test af rotationsmåling og tilbagelagt afstand

For at teste målingen af rotationsretning samt omdrejningshastighed har vi påmonteret et af kørestolens hjul på en stander. På selve hjulet er der monteret et klistermærke, som kan angive, hvornår hjulet har gennemløbet en omdrejning. Vi har

foretaget et antal tests, og i hver af disse har vi filmet hjulets rotation. Vi har noteret, hvor lang tid en rotation tager, og sammenholdt det med output fra gyroskopet. Dette er vist i figur 9.

Vi har foretaget en rotationstest af hjulet, hvor hjulet bliver roteret imod uret, og efter ca. 20 sekunder

bliver det bremset med en håndflade. Dette er vist i figur 10. På figuren ses det, at der efter ca. 5 sek. sker en stigning i Z-værdien for gyroskopet. Dette stemmer overens med, at hjulet bliver bragt i rotation på det tidspunkt, og at hjulet roterer omkring gyroskopets Z-akse. Den vandrette streg med maksimum kommer fra værdier større end 32.768, hvilket er den største værdi, vi kan måle med den nuværende opsætning. Vi ser også, at værdien falder, hvilket kommer af mekanisk modstand i hjulets akse. Ved 20 sek. ser vi et brat fald, hvilket kommer af, at hjulet bliver bremset med en håndflade. Værdien bliver derefter negativ, idet hjulet roterer lidt i den modsatte retning, før det når frem til stilstand.

For at beregne omdrejningshastigheden skal vi først bruge hjulets diameter. Dette beregnes med formelen $D = 2 \cdot \pi \cdot r$, hvor r er hjulets radius. De anvendte hjul har en diameter på 212,4 cm. Dernæst skal vi beregne omdrejningshastigheden h , som gøres med formelen:

$$h = \frac{\text{grad}}{\text{sek}} \cdot \frac{\text{cm}}{\text{grad}} = \frac{\text{cm}}{\text{sek}} \cdot \text{Her er grad}$$

antal grader. Værdien bliver læst ud fra gyroskopet 10 gange i sekundet. Gyroskopet sender dog data som heltal i , så vi skal lave en omregning først, hvilken er givet ved: $\frac{\text{grad}}{\text{sek}} = \frac{i}{114,28}$. Detaljer for dette er givet i gyroskopets applikations note (STMicroelectronics, 2018).

En komplet rotation af hjulet er 360° , så en rotation på 1° giver følgende tilbagelagt afstand pr. grad: $\frac{212,4 \text{ cm}}{360^\circ} = 0,59 \frac{\text{cm}}{\text{grad}}$. Ved at indsætte $\frac{\text{grad}}{\text{sek}} = \frac{i}{114,28}$ og $0,59 \frac{\text{cm}}{\text{grad}}$ i formelen for h fås omdrejningshastigheden:

$$h(i) = 0,59 \frac{\text{cm}}{\text{grad}} \cdot \frac{i}{114,28} \text{ til tidspunktet } i.$$

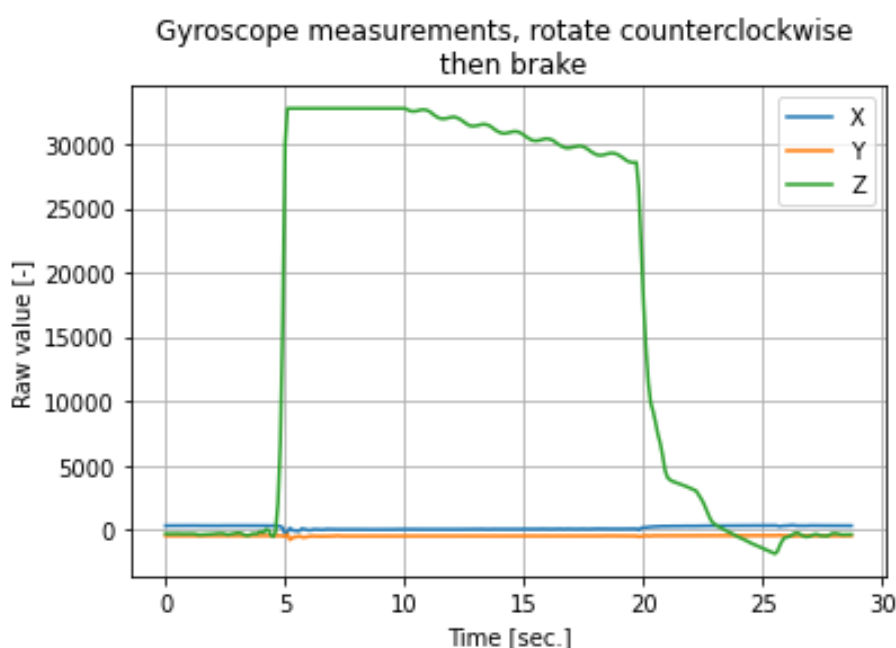
Den tilbagelagte afstand beregnes som integralet over hastigheden, integreret over tid: $\int_{t_0}^{t_1} h(t) dt$, hvor $h(t)$ er hastigheden til tiden t . Her er t_0 og t_1 hhv. start- og sluttidspunktet. Da vi arbejder med diskrete (samplede) værdier, erstattes dette af en sum $\sum_i h(i)$, hvor funktionen $h(i) = 0,59 \frac{\text{cm}}{\text{grad}} \cdot \frac{i}{114,28}$ fra tidligere. I vores opsætning bliver måledata

Figur 9: Opstilling af rotationsmåling med et hjul.



Foto: Billedet er taget af forfatterne

Figur 10: Gyroskopmålinger med rotation af hjul imod uret, derefter bremsning. (Udarbejdet af forfatterne.)



sendt 10 gange i sekundet, så vi må dividere med 10. Desuden skal der divideres med 100 for at få tallet i meter i stedet for centimeter. Den endelige formel for at beregne tilbagelagt afstand er: $\sum_i \frac{i \cdot 0,59}{114,28 \cdot 10^3}$

TEST MED KØRESTOLSBRUGER

Ud over testene foretaget i afsnittet Test af detektion af tag/skub har vi foretaget nogle mere detaljerede tests, hvor kørestolsbrugeren ud over kørsel fremad/baglæns også skal foretage en hård opbremsning. I disse tests bliver begge hjul brugt, og testpersonen er en kørestolsbruger. Underlaget er vinyl, og testene er følgende:

- Et skub fremad, efterfulgt af en hård opbremsning
 - Et skub baglæns, efterfulgt af en hård opbremsning
- Resultaterne af disse to tests er vist i figur 11 og figur 12.

TRIN 5: EVALUERING AF TESTRESULTATER

Test af detektion af tag/skub

Vi har, ud fra de første to tests, vist i figur 7 og figur 8, defineret en tærskelværdi, som bruges til at afgøre, om der er foretaget et skub og i hvilken retning. Tærskelværdien er bestemt ud fra grafisk inspektion af output fra testene og er sat til +/- 15.

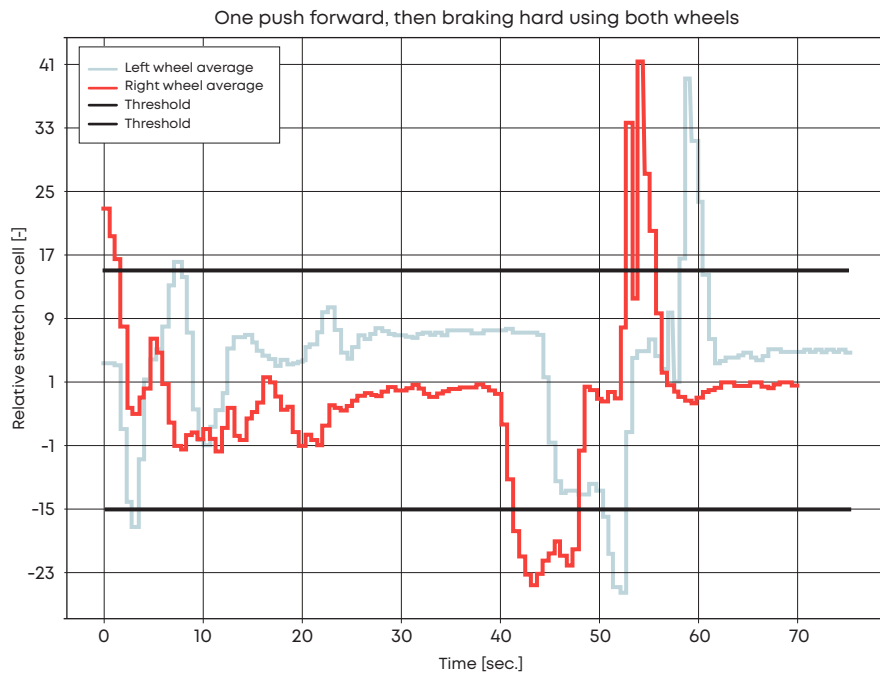
Test af rotationsmåling

I denne test kan vi konkludere, at vi kan måle rotationsretning af hjulet vha. gyroskopdata. Vi kan desuden måle, at rotationshastigheden er faldende, når hjulets omdrejningsretning falder. Vi kan dog ikke måle høje rotationshastigheder pga. datatypens begrænsning (hvor hver måling er repræsenteret med to bytes). Dette kan afhjælpes ved, at målingerne bliver repræsenteret med f.eks. fire bytes, hvilket vil medføre, at højere omdrejningshastigheder også kan måles.

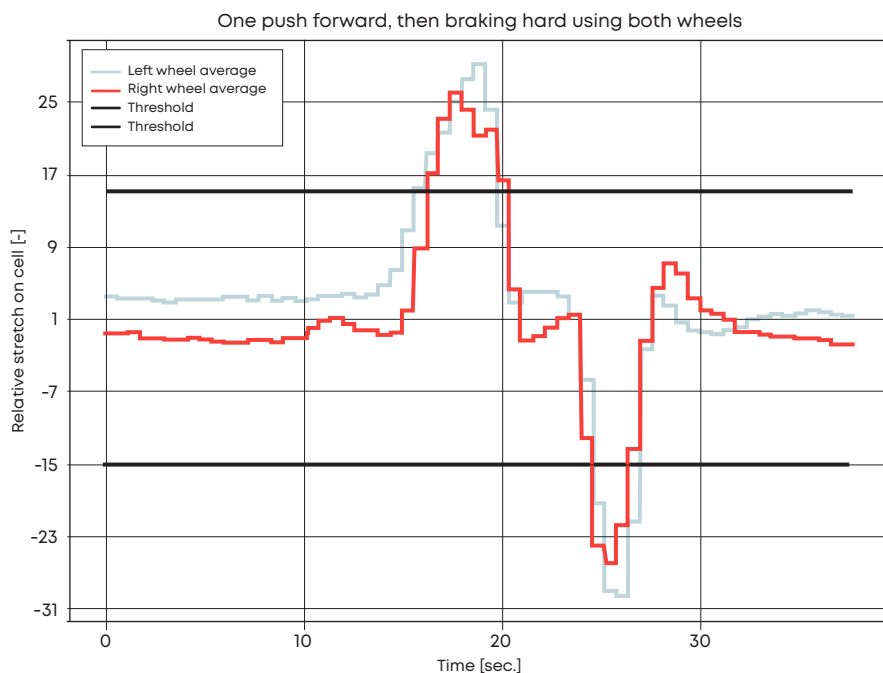
Test med kørestolsbruger

Denne samme tærskelværdi er brugt til testene i figur 10 og figur 11. I

Figur 11: Test af kørestol med ét skub fremad, efterfulgt af en hård opbremsning. (Udarbejdet af forfatterne.)



Figur 12: Test af kørestol med ét skub baglæns, efterfulgt af en hård opbremsning. (Udarbejdet af forfatterne.)



begge tests kan vi se, at både skubbet og opbremsningen vil blive registreret ved den brugte tærskelværdi. Dette medfører, at der i hver af de to tests vil blive registreret to "tag" med aktivitetstrackeren. Dette giver mening, i og med at man også

bruger kraft til at lave en opbremsning.

KONKLUSION

Kørestolsbrugere har ikke adgang til en brugbar løsning til aktivitetstracking, da de kommercielle

aktivitetstrackere ikke giver pålidelige data, når man bruger en kørestol. I vores projekt har vi undersøgt, hvordan kørestolen kan anvendes som en fysisk platform for sensorer og på denne måde bidrage til mere pålidelige data.

Vi har udviklet en platform, som består af et sæt af indlejrede enheder med sensorer, der placeres på kørestolen, og en mobilapp, som analyserer data fra sensorerne og viser aktivitetsmålninger til kørestolsbrugeren. De hidtil implementerede funktioner er målinger af, hvor mange skub/tag kørestolsbrugeren har udført (skridttæller) og den anvendte kraft over tid. Desuden har vi implementeret en visualisering af data fra gyroskop og accelerometer, som sammen med kraftpåvirkning i fremtiden kan bruges til at beregne energiforbrug i en videreudvikling af vores prototype.

I forhold til vores formål er vi nået i mål med at udvikle en fysisk platform til en aktivitetstracker, men vi har endnu ikke en app til kommercielt brug.

PERSPEKTIVERING

Fremtidsperspektiver for projektet inkluderer:

- Kalibrering af kraftmåling
- Implementering af algoritmer til beregning af tilbagelagt distance, energiforbrug
- Udarbejdelse af mere stabil og brugervenlig montering

Kalibrering

Den målte kraft, der sendes til appen og præsenteres for brugeren, er i øjeblikket ikke kalibreret. Kraften er skaleret, så den er optimeret til mindre dataforbrug. Derfor skal kraftmålingen skaleres på appen, så den svarer til en kraft målt i Newton. Dette er nødvendigt for at kunne anvende målingen til en korrekt beregning af impulsændring og energi.

Algoritmer

Formlerne til beregning af impulsændring, energi og tilbagelagt distance skal implementeres i appen, så den information er tilgængelig for kørestolsbrugeren. Med disse algoritmer implementeret vil kørestolen kunne bruges til sundhedsvidenskabelig forskning.

Hardware-forbedringer

Det indlejrede system og hardwaren, som er monteret på hvert drivhjul, kan med fordel forbedres, så det bliver mere sikkert, brugervenligt og holdbart. Det primære for at forbedre brugervenligheden vil være en mere ergonomisk montage

af de vejceller, som måler kraftpåvirkningen på drivringen. Sådanne som de er monteret i øjeblikket, kan de sidde i vejen for fingrene, når brugeren griber normalt i drivringen. Samtidig er der en række regler, som skal overholdes ift. sikkerhed. Vi er i kontakt med Wolturnus vedr. forbedringer og ændringer i relation til ovenstående.

Elektronikken, der er monteret i midten af hvert hjul, er en prototype, som let kan skilles ad. Derfor er vi i gang med at udarbejde en ny revision af elektronikken, så den er mere robust og resistent over for rystelser, stød m.m.

Litteraturliste

- Adafruit, 2021. Adafruit HUZAZH32 - ESP32 Feather [WWW Document]. adafruit.com. URL <https://learn.adafruit.com/adafruit-huzzah32-esp32-feather> (set 5.17.21).
- Brickwood, K.-J., Watson, G., O'Brien, J., Williams, A.D., 2019. Consumer-Based Wearable Activity Trackers Increase Physical Activity Participation: Systematic Review and Meta-Analysis. *JMIR mHealth uHealth* 7, e11819. <https://doi.org/10.2196/11819>
- Cooper, R.A., 2009. SmartWheel: From concept to clinical practice. *Prosthet. Orthot. Int.* <https://doi.org/10.1080/03093640903082126>
- Dan Ding, Ayubi, S., Hiremath, S., Parmanto, B., 2012. Physical activity monitoring and sharing platform for manual wheelchair users, i: 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2012.6347320>
- Ellis, T.J., Levy, Y., 2010. A Guide for Novice Researchers: Design and Development Research Methods. *Informing Science & IT Education Conference (InSITE)*. <https://doi.org/10.28945/1237>
- Goldstein, S.P., Goldstein, C.M., Bond, D.S., Raynor, H.A., Wing, R.R., Thomas, J.G., 2019. Associations between self-monitoring and weight change in behavioral weight loss interventions. *Heal. Psychol.* 38, 1128–1136. <https://doi.org/10.1037/hea0000800>
- Guo, L., Kwarciak, A.M., Rodriguez, R., Sarkar, N., Richter, W.M., 2011. Validation of a Biofeedback System for Wheelchair Propulsion Training. *Rehabil. Res. Pract.* 2011. <https://doi.org/10.1155/2011/590780>
- Helle, T., Gøeg, K.R., 2019. Wheelchair users' experiences with and need of activity trackers. *Technol. Disabil.* 31, 120–131.
- Ramirez Herrera, R., Momahed Heravi, B., Barbareschi, G., Carlson, T., Holloway, C., 2018. Towards a Wearable Wheelchair Monitor: Classification of Push Style Based on Inertial Sensors at Multiple Upper Limb Locations, i: 2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics (SMC). IEEE. <https://doi.org/10.1109/SMC.2018.00266>
- Satizabal, H.F., Grillon, A., Picasso, G., Upegui, A., Millet, G., Perez-Urbe, A., 2017. ActiDote – A wireless sensor-based system for self-tracking activity levels among manual wheelchair users. *EAI Endorsed Trans. Pervasive Heal. Technol.* 3. <https://doi.org/10.4108/eai.18-7-2017.152896>
- Schilling, B.K., Falvo, M.J., Chiu, L.Z.F., 2008. Force-velocity, impulse-momentum relationships: implications for efficacy of purposefully slow resistance training. *J. Sports Sci. Med.* 7, 299–304.
- STMicroelectronics, 2018. AN4844 Application note LSM6DS3H: always-on 3D accelerometer and 3D gyroscope.
- Warmis, C.A., Whitney, J.D., Belza, B., 2008. Measurement and description of physical activity in adult manual wheelchair users. *Disabil. Health J.* 1, 236–244. <https://doi.org/10.1016/j.dhjo.2008.07.002>