

Integrering af PP sensor i løbetights



Det sundhedsvidenskabelige fakultet

Sports Science

Frederik Bajers Vej 7

9220 Aalborg

Telefon: 99 40 99 40

Fax: 98 15 40 08

Titel:

Integrering af PP sensor i løbetights

Projektgruppe:

13gr1048

Deltagere:

Kasper Brændsgaard Christensen

Johnny Lundberg Christiansen

Vejleder:

John Rasmussen

Synopsis:

Specialets formål var at afklare, hvordan en løbetights prototype, for implementering af stræksensorer udviklet af Danfoss PolyPower A/S, skal se ud. Der arbejdes med et monteringsforslag, som anvender trykknapper. Herefter er det specialets videre formål, at undersøge om det ud fra sensor softwarens data opsamling er muligt, at anvende løbetightsene til aflæsning af knævinklen under løb med henholdsvis 10, 12,5 og 15 km/t. Undersøgelsen heraf foregår ved optagelser med højhastighedskamera af bevægelser i sagittalplanet og databehandling af kapacitans værdier fra sensoren. Den tilgængelige opdateringsfrekvens på 30 Hz er utilstrækkelig til påvisning af sensorpålideligheden under løb.

Oplagstal: 4

Sidetal: 76

Appendiks: 4

Afsluttet den 3 juni 2013

Forord:

Nærværende speciale skrevet af Kasper Brændsgaard Christensen og Johnny Lundberg Christiansen er udarbejdet i perioden 1-2-2013 til 3-6-2013. Gruppen har fundet det interessant at arbejde med udvikling af en prototype i et samarbejde med en ekstern virksomhed. Specialet behandler udvikling af en løbetights prototype, som muliggør udnyttelse af et allerede eksisterende produkt, gennem implementering af en Danfoss PolyPower A/S sensor i løbetights prototypen. Udviklingen af en prototype er interessant med udgangspunkt i et voksende marked for teknologi til anvendelse af dels optimering, men ligeledes deling af løbestil og personlig indsats. På baggrund af forventet interesse arbejdes frem mod en lancering på verdensplan, hvilket begrundes i økonomiafsnittet. Gennem specialet vil delelementer af undervisningen over de seneste tre semestre blive inddraget, således at de enkelte fag, der er modtaget undervisning i bliver anvendt til analyse og forståelse af forskellige processer, samt produktets potentiale. Endelige vurderes produktet i forhold til hvorvidt det er realistisk at sende det på markedet eller om idéerne vedr. fremstilling af en løbetight prototype er anvendbar for nye undersøgelser med ændringer i det eksisterende tekniske udstyr.

Projektgruppen vil gerne rette en tak til Danfoss PolyPower A/S for involvering i projektet, hvor måleudstyr er stillet til rådighed. Ligeledes har virksomhedsbesøget og efterfølgende telefonsupport været i særklasse. Yderligere rettes en tak til Løberen, som har sponsoreret løbetights til forsøget. Til sidst en stor tak til vores vejleder John Rasmussen for godt projektforslag, samt efterfølgende vejledningstimer.

Johnny Lundberg Christiansen

Kasper Brændsgaard Christensen

Abstract:

This master thesis: “integration of PP sensors in running tights”, was written from 1st of February to 3rd of June. The master thesis works with the development of a running tight prototype which can be used for implementation of an already existing product from the manufacturer Danfoss PolyPower A/S.

Method: The development of the running tight prototype was built on a pair of Fusion mp3 long tight unisex X-Long running tights to which a couple of press buttons was applied. The buttons was placed 2.5 mm further from patella in both directions than the length of the sensor to ensure an initiating stretch, necessary for reset purpose. In the areas where the pressure buttons was attached, the running tight textile was reinforced with the material “Vlieseline”. Furthermore a protection pocket was applied on top of the sensor to avoid the sensor from slipping to the lateral or medial side of the kneecap and simulate future protection of the sensor from outer interference.

The indoor treadmill running test consisted of three different speeds (10, 12.5, 15 km/t) where both knee angles and capacitance data was captured. Knee angles were obtained with a high speed camera (Balser acA200, Germany), and capacitance was collected with PP’s own Sensor Software (ver. 1.0.1).

Results: The results showed issues in synchronizing the two signals and the 30 Hz update rate on the PP Sensor Software gave a range for each sample corresponding to ± 12 degrees of knee angle from calculating the difference in capacitance recorded and ± 6 frames of video recording leading to ± 9 degrees knee angle change between the chosen frame number and six frames earlier or later.

The capacitance correlation with knee angles were within (0.2° - 2.1°) for running at speed 10 km/t, (0.3° - 7.3°) for 12.5 km/t and (0° - 10.8°) for 15 km/t.

All over this means that the method and idea of integrating a sensor in running tights for measuring the knee angle is plausible in regards to reliability, but the results indicates a need for a software update, especially at higher running speeds. Recording capacitance data at 30 Hz for running at the chosen speeds, gives to wide range in knee angle to be able to show sufficient reliability and subsequently validate the recordings.

Indholdsfortegnelse

Læsevejledning	6
1. Indledning	8
2. Afgræsning	11
2.1. Problemformulering	14
3. Produktbeskrivelse	15
4. Økonomi:	16
4.1. Pakkepris	16
4.2. Maksimal avance	20
4.3. Omkostninger, fordele og ulemper ved lager	21
5. Teori	25
5.1. Sensorudstyr	25
5.2. PP	26
6. Eksperimentel (PP sensor)	30
6.1. Metode	30
6.1.1. Stræk	30
6.1.2. Linearitet	31
6.1.3. Drivning	31
6.1.4. Krybning	31
6.1.5. Viskoelasticitet	31
6.2. Resultater	32
6.2.1. Stræk	32
6.2.2. Linearitet	33
6.2.3. Drivning	35
6.2.4. Krybning	36
6.2.5. Viskoelasticitet	37
6.3. Diskussion	37
6.3.1. Stræk	37
6.3.2. Linearitet	38
6.3.3. Drivning	38
6.3.4. Krybning	39
6.3.5. Viskoelasticitet	39
6.3.6. Kritikpunkter	40

6.4.	Konklusion	40
7.	Fremstilling af prototypen.....	42
8.	Eksperimentel (Løbetights).....	45
8.1.	Metode	45
8.1.1.	Goniometer	45
8.1.2.	Løbetest	46
8.2.	Resultater	48
8.2.1.	Goniometer	48
8.2.2.	Løbetest	52
8.3.	Diskussion	55
8.3.1.	Goniometer	55
8.3.2.	Løbetest	56
8.3.2.1.	Synkronisering og detektion.....	57
8.3.2.2.	Afstand til markører	58
8.3.3.	Kritikpunkter	59
8.4.	Konklusion	59
9.	Perspektivering.....	61
	Litteraturliste.....	62
	Appendiks	65
A.	Levetid:	65
B.	Skridtlængde og skridt frekvens	67
C.	Miljøforhold.....	70
C1.	Temperatur	70
C2.	Fugtighed	71
D.	Skader	73

Læsevejledning

Kapitel 1 – Indledning - Udleder projektets emnevalg. En idræts- og biomekaniks-relateret emnevalg, der opstår på baggrund af målesikkerheden med markedets nuværende hastighedsmålere til løb.

Kapitel 2 – Afgrænsning - Udleder projektets problemstilling på baggrund af forrige kapitel.

Kapitel 3 – Produktbeskrivelse - Redegør for beskrivelsen af det færdige produkt.

Kapitel 4 – Økonomi- Omhandler de økonomiske perspektiver for en fremtidig produktlancering på markedet med udgangspunkt i emnevalget. Kapitlet gennemgår avancer, lagerbeholdning og brugerværdi.

Kapitel 5 – Teori - Redegør for den bagvedliggende teori af teknologien brugt i rapporten.

Kapitel 6 - Eksperimentel (PP Sensor) - Redegør for PP sensorens anvendelighed under forholdene påkrævet til besvarelse af rapportens problemformulering. Sensoren undergår testes uden implementering i løbetights, efterfulgt af diskussion og konklusion omhandlende sensorens videre anvendelighed i rapporten.

Kapitel 7 – Fremstilling af prototypen - Beskriver hvordan sensoren implementeres og monteres i et par løbetights, materialevalg og de bagvedliggende overvejelser til implementeringen og monteringen.

Kapitel 8 - Eksperimentel (Løbetights) - Redegør for PP sensorens anvendelighed under forholdene påkrævet til besvarelse af rapportens problemformulering. Sensoren testes under praktiske forhold, implementeret i løbetights, af en testperson løbende på løbebånd. Efterfølgende diskuteres og konkluderes på sensorens anvendelighed under løb med udgangspunkt i *Eksperimentel (PP Sensor)* og *Eksperimentel (Løbetights)* resultaterne.

Kapitel 9 – Perspektivering - Afslutter rapporten med fremtidige forslag til forbedringer, ændringer og nødvendige undersøgelser før en reel produktlancering kan initieres.

Litteraturliste

Appendiks A - Levetid - En overslagsberegning for den forventede levetid af produktet ved brug.

Appendiks B - Skridtlængde og skridtfrekvens – Opstiller en beregningsfremgangsmåde til hvorledes den reelle skridtlængde og skridtfrekvens kan beregnes.

Appendiks C – Miljøforhold - Redegør for sensorens følsomhed overfor temperaturændringer og fugtighed, baseret på PP's egne resultater.

Appendiks D – Skader – Redegør for hvorledes knæ- og ankelledsvinkler kan bruges til biomekanisk analyse af løbestil, for at nedsætte skadesrisici under løb.

Hvert kapitel har deres egen tabel og ligningssystem, således at når et nyt kapitel startes, startes nummereringen af tabeller og ligninger forfra. Er behovet for henvisninger til grafer eller ligninger i andre kapitler tilstede, henvises sådanne ligninger og tabeller med kapitelhenvisning foran ligning eller tabel nummereringen.

1. Indledning

I dag byder sportsindustrien på et utal af muligheder for gennem elektroniske produkter at optage og analysere hastighed, tilbagelagt distance og kadence. Indenfor løb anvendes en teknologi, som består af et vandtæt lukket hus, der rummer nogle accelerometre. Dette hus også kaldet en fod sensor (foot pod) kan købes som tilbehør til de dyrere løbeure eller iphone. Alle producenter Garmin, Polar, Suunto, Nike, Apple og forskellige billigproducenter anvender de samme teknologier og kræver alle en del kalibrering for at give pålidelige resultater. Dette til trods for statements som f.eks. Polar: 97 % nøjagtighed på målingerne når fod sensoren kommer fra pakken. Og 99 % nøjagtighed efter kalibrering (Marathonsport). Kalibrering foretages over distancer på minimum 1000 meter og anvender derefter kadencen til at beregne en gennemsnits skridtlængde, som herefter giver løbehastigheden. Garmin markedsfører sig på deres MEMS (micro electro-mechanical system) (Wikipedia) som er en simpel solid bjælke med en nøje afvejet masse, som bliver dæmpet af en gas. Således vil en ydre påvirkning fra en løbers fremspark accelerere massen i en retning, hvorved forskydningen kan måles. Ønskes målinger i flere planer, anvendes en konstruktion, hvor der for hvert ønsket plan er en solid bjælke, som netop i det ønskede plan er dæmpet af gas, hvorigennem det netop er muligt at beskrive accelerationen i det enkelte plan. Dette er samtidig svagheden ved systemet, som udelukkende virker i det monterede plan. De mere avancerede enheder måler f.eks. i tre planer (X, Y, Z), men er stadigvæk begrænset til netop disse tre planer. Den MEMS inertibaserede teknologi skulle være i stand til efter kalibrering at tage højde for løberens ændring i skridtlængde. Dette er en vigtig detalje, som muligvis giver produktet markedsfordele, eftersom det anvender en anden teknologi end de almindelige accelerometre (Garmin.com).

Prisen for produkterne på markedet varierer en del, da de billigste produkter kan erhverves for 229,- kroner (Pulsure.dk), som er lavbudget modeller eller udgåede/sidste år modeller, mens en typisk pris for de mere kendte mærker ligger på ca. 500,- kroner (Pulsure.dk). Hvis der i stedet kigges på de mere eksklusive og nyeste produkter er udsalgsprisen op mod 1000,- kroner (Pulsure.dk), hvortil prisen for et mellemdyrt til dyrt løbeur skal lægges. Muligheden for at anvende en iphone er ligeledes tilstede og prisen for fod sensoren er blot 229,- kroner inkl. Monteringsholder til skoen (Apple).

Løbere som anvender fod sensorer er interesserede i at kunne følge deres kadence under løb, samtidig med at optagelserne af hastighed lettes i tæt skov og højt bebygget by, hvor anvendelse af GPS (Global Positioning System) teknologi vanskeliggøres. Ligeledes opleves en trend, hvor selv almindelige motionister indkøber og anvender dyrere teknisk udstyr (Idan)

Problemet er at accelerometret som udgangspunkt ikke tager højde for f.eks. ændring i skridtlængden, som følge af ændring i terræn eller træthed. Således vil distance og hastighed blive forkert, hvis det f.eks. anvendes af en orienteringsløber, som bevæger sig

såvel i det sagittal- som det frontalplanet. Yderligere vil bevægelserne ved løb gennem tæt skov og knudret skovbund aldrig foregå i lige bevægelser i de enkelte plan, men netop være en kombinationsbevægelse mellem planerne.

Antallet af medlemmer indenfor løb er først opgjort indenfor de seneste par år, men i 2010 udgjorde DGI's løbemedlemmer 34.329 af i alt 1.524.417 medlemmer (DGI). Hos DIF er løberne registreret i deres atletikforbund, hvorfor tallet ud over løbere indeholder udøvere af samtlige klassiske atletikdiscipliner, men tallet er 38.767 ud af 1.734.094 medlemmer. Generelt er løb en af de sportsgrene, som oplever fremgang i deltagerantallet (Idan.dk), hvilket ligeledes afspejles i antallet af deltagere i de enkelte løb, som foregår rundt i landet f.eks. startede Københavns Marathon med 995 deltagere i 1980 og havde i 2010 deltagerrekord med 12.644 deltagere (Copenhagenmarathon.dk).

Antallet af medlemmer i de store løbeklubber er ikke fyldestgørende for det komplette billede af, hvor mange løbere der er, da der er flere løbeklubber, som fungerer udenfor DGI og DIF regi og samtidig er løb en sportstype, hvor mange er uorganiserede.

Antallet af brugere af mere avanceret teknologi indenfor sportsverdenen har været under konstant udvikling og over de seneste par årtier har udviklingen været nærmest eksplosiv (DGI).

Flere anvender i dag de elektroniske medier til at iscenesætte sig selv og træning er ingen undtagelse. Endomondo er et eksempel på, hvordan sportsudøvere deler oplysninger om deres træningsindsats med andre brugere og oven i købet kan linke det til Facebook. Antallet af Endomondo brugere er steget fra stiftelsen i 2007 over 2010, hvor Endomondo ramte 350.000 brugere til 2011, hvor de rundede 1.3 millioner brugere (Comon.dk) til 2012, hvor milepælen på 10 millioner brugere blev ramt (Endomondo.com). Dette er en indikator for, at brugerne gerne vil dele deres oplevelser og informationer med andre løbere enten i konkurrence øjemed eller til socialt samvær. Der vil fortsat være en del brugere, som af økonomiske årsager ikke har muligheden for at afsætte mindst 2000,- kroner til indkøb af løbeur og tilbehør. Således vil et produkt, der kan konkurrere på nøjagtigheden, prisen og øget information, være et velkomment indslag indenfor sportsindustrien. Ligeledes er det et fornuftigt udgangspunkt at udvikle et produkt der er let at anvende og som indeholder en intuitiv brugerflade. Dels skal det tydeligt fremgå af løbetights, hvordan de skal sidde, for at kunne give de ønskede målinger, men derudover er det nødvendigt at medtænke en simpel måde, hvorpå data kan aflæses og anvendes på computer eller lignende. Altså sikre en brugerflade der er brugervenlig. Produktdesignet har stor betydning, og trenden er at bringe funktionen og teknikken op til overfladen, således at det tydeliggøres hvad produktet kan. Ved f.eks. at medtænke nogle farvede syninger, som tydeliggør, hvor knæet skal sidde, kan brugervenligheden øges markant.

Danfoss PolyPower (PP) har udviklet et tyndt materiale, som består af to ledere, der er separeret af en tynd isolator. Når materialet strækkes, deformeres materialet og afstanden mellem de to ledere bliver mindre, hvormed outputtet ændres. Således er det muligt at følge en bevægelse ved at korrelere signaloutputtet med en vinkel. Dette produkt anvendes allerede til opsamling af golf swings data, således at svingteknikken kan forbedres (PolyPower.dk) og flere anvendelsesområder ses potentielle. Specielt muligheden for at anvende BLE kommunikation giver øgede muligheder, da det meste standardudstyr i dag har indbygget BLE, det være sig såvel mobiltelefoner/smartphones som bærbare computere.

Ud fra antallet af løbere på verdensplan og med tanke på potentialet i at arbejde med indlejring af teknologi i sportstøj i stedet for dyre eksterne elektroniske produkter, ønskes gennem anvendelse af PP at udvikle en prototype af et par løbetights, som kan detektere kadencen og reel skridtlængden, hvorved løbehastigheden kan beregnes **(Appendiks B)**. Samtidig vil knæ og på sigt hofteledsvinkler under løbet muliggøre løbeanalyser, til blandt andet skadesforebyggelse.

2. Afgræsning

Dette projekt omhandler brugbarheden af PP sensorer som informationsgivende teknologi under løb. På baggrund af forrige afsnit (**Jf. kap. 1**) vurderer dette afsnit, hvordan der afgrænses ind til produktet med bedst anvendelsesmuligheder, samt hvor arbejdets fokus ligger. Forbrugerne/målgruppen afgrænses til den præstationsbevidste løber, hvilket i rapporten rummer betegnelsen af løbere med fokus på enten præstationsforbedring eller præstationsdeling. Som beskrevet i indledningen er antallet af de præstationsbevidste løbere under udvikling i såvel foreningslivet som de elektroniske medier. Dertil kommer, at de præstationsforbedrende løbere ikke er begrænset til registrerede i foreningslivsaktiviteter eller elektroniske medier, men træner på egen hånd eller sammen med andre ikke-registrerede løbere. Det samme gør sig ikke gældende for den præstationsdelende løber, netop fordi delingen med andre er i fokus. Det vurderes at præstationsforbedrende løbere vil investere i produktet, mens løbere der kun vil præstationsdele, ikke i første omgang vil købe produktet, hvis pris kontra løbeinformations ikke ligger på et fornuftigt niveau. Det vurderes ydermere, at nye løbere uanset om fokus er præstationsfremmende eller præstationsdelene, vil investere i produktet, såfremt produktet er i stand til at konkurrere på lige vilkår som allerede eksisterende produkter til kortlægning af løbehastigheden, som f.eks. GPS og fod sensorer. Derved fravælges motionister som typisk ikke vælger at investere i præstationsforbedrende eller præstationsdelene produkter, fordi teknologien inkorporeret i løbetights ikke vil kunne konkurrere på prisen på almindelige løbetights. Ligeledes fravælges ekstrembrugere, så der ikke skal tages forbehold for specielle forhold eller usædvanlige anvendelsesmuligheder under udviklingen af produktet.

PP har ved udviklingen af deres DEAP-teknologi indenfor sensorområdet åbnet for en række anvendelsesområder heriblandt idrætsverdenen, hvor sensorer placeret over leddene kan give indsigt i bl.a. teknik, position og hastighed af idrætsbevægelser. Indsigten åbner anvendelsesmuligheder inden for adskillige aktivitetsformer, hvor en sådan viden vil være brugbar. Løb er en aktivitetsform der primært foregår i sagittalplanet, og derfor er mindre kompleks i sin natur end andre idrætsaktiviteter. De primære kinematiske mål i forbindelse med løb er vinkel og vinkelhastigheder i knæ, hofte og ankelledene. Fordi løb ikke kræver eksternt udstyr, er sensoren ideel til at give information om, hvad løberen har brug for, da sensoren kan måle vinkler og vinkelændringer, hvorved beregning af kadencen, skridtlængde, samt hastighed etc. muliggøres. Produktet der udvikles i denne rapport er tiltænkt et allerede eksisterende marked af løbetøj, og for at vække interesse hos producenterne for en ny og alternativ integrationsmulighed i sportsverdenen, ses det i denne rapport mest anvendeligt at anvende PP teknologien i et par løbetights, selvom løbetights der inkluderer fødderne vil være fordelagtigt samt mere informationsgivende. Dette har ingen indflydelse på om produktet kan anvendes i udstyret, og derfor afgrænses der væk fra overekstremiteterne samt fødderne.

Produktet skal konkurrere med et allerede eksisterende marked af teknologi anvendt til løb, her tænkes på GPS og fod sensorer. Hvis teknologien succesfuldt skal implementeres i løb, er det vigtigt at produktet på afgørende parametre er de allerede eksisterende produkter overlegent. Nedenstående punkter er vurderet som essentielle parametre for forbrugerinteressen i produktet.

- Pålidelighed
- Levetid
- Validitet
- Vejrhold
- Information
- Brugervenlighed
- Salgspris
- Kompatibilitet

Udvikling af markedsklare produkter er en omfangsrig proces og omfatter alle skridt fra konceptuelt design over produktion til salg og distribution. Produktudvikling kan involvere ændringer i et eksisterende produkt eller formgivningen af et helt nyt produkt. Der skal således tages hensyn til adskillige kriterier i processen. Derfor er der udviklet forskellige modeller, som kan guide udvikleren igennem faserne til et færdigt produkt. En sådan model er McGraw-Hill/Irwin modellen (**Fig. 1**), og med udgangspunkt i modellen vil denne rapport kun beskæftige sig med konceptudviklingen, og derfor vil andre stadier i McGraw-Hill/Irwin modellen ikke inkluderes i rapporten. Dermed bliver salgsprisen på et færdigprodukt beregnet med udgangspunkt i komponentprisen, og antallet af komponenter der forventes, som minimum, integreret i en færdig konceptudvikling. Produktets egentlige profit og deraf den reelle rentabilitet udelades. Den egentlige profit kræver netop et indgående kendskab til de resterende faser i konceptudviklingsmodellen samt udgifterne til efterfølgende driftsomkostninger.

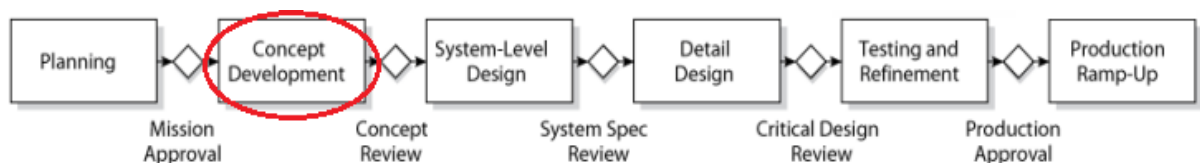


Fig. 1: Produktudviklingsmodellen er et grafisk overblik over processen der skaber et produkt, til det sælges af en forretning eller af en virksomhed til sine kunder.

Ved udvikling af et konceptprodukt tages højde for følgende tre egenskaber: pligtegenskaber, forventningsegenskaber og positioneringsegenskaber, hvori tidligere nævnte parametre kan inddeles. De tre egenskaber er alle, i mere eller mindre grad, opfyldte ved et færdigt produkt.

Pligtegenskaberne vil ikke blive brugt fremadrettet i rapporten, fordi pligtegenskaber forstås som de nødvendige standarder på området, som et nyt produkt skal overholde for overhovedet at komme i betragtning til lancering. Eksempler på dette kan være lovkrav og sikkerhedskrav, hvilket er opfyldt af PP. En kontaktperson hos PP har oplyst,

at ingen produkter solgt eller fremstillet af PP behøver CE godkendelser på nuværende tidspunkt.

Forventningsegenskaberne og positioneringsegenskaberne afhænger af målgruppen, og forstås hhv. som egenskaberne der forventes ved produktet, og egenskaberne der differentierer produktet fra andre produkter. Sidstnævnte, positioneringsegenskaberne, ses der indirekte bort fra, da konceptudviklingen skal undersøge DEAP-teknologiens markedsmuligheder indenfor idrætsverdenen. Afgrænsningen anses som værende et fornuftigt udgangspunkt, fordi DEAP-teknologien på nuværende tidspunkt både som integrationsprodukt til idrætsverdenen og som produkt i sig selv er på et initierende stadie, hvor det vigtigste er at få testet teknologiens anvendelighed på området. Ydermere ses det ikke muligt at færdigudvikle produktet indenfor den fastsatte projekttidsramme. På længere sigt er håbet, at teknologien bliver yderligere informationsgivende end GPS og fod sensorer i forhold til kroppens bevægelser, brugervenlighed, samt mere kompatibel med andre idrætsgrene som f.eks. cykling hvor lignende information er brugbar.

Ved forventningsegenskaber forstås, forbrugerens forventning til produktet for som udgangspunkt at være en interessant købemulighed. Evnen til at måle hastigheden er produktets afgørende konkurrenceparameter, og derfor er nødvendigheden af egenskaben essentiel, hvis produktet skal konkurrere med GPS og fod sensor. Hvis ikke, vil produktet sandsynligvis blive set som et supplerende produkt til løbere i stedet for at konkurrere på lige fod med GPS og fod sensorer. DEAP-teknologiens integration i løbetights skal være i stand til pålideligt og validt at fungere under løbeaktiviteten, men der skal yderligere tages højde for i hvilket omfang løbetightsene kan bruges. Eksempler på dette kan være indvirkning fra vejrforhold, og levetid. Alle parametrene er omfattet af forbrugerens forventning til produktet. Alligevel giver det mening at opdele forventningsegenskaberne i "**virker det**" eller "**i hvilket omfang virker det**". Det skal forstås således, at "virker det" skal være et opfyldt krav, før det giver mening at undersøge i hvilket omfang teknologien virker. Derfor afgrænses der væk fra i hvilket omfang løbetightsene virker, og der fokuseres i stedet på at undersøge pålideligheden og validiteten af DEAP-teknologiens integrationsmuligheder i løbetights.

Til det formål ses det ikke hensigtsmæssigt at anskue testningen af sensormateriale og løbetights som en integreret del, men som to separate. Først testes sensormaterialet (Eksperimentel (PP sensor)) og hvis pålidelighed og validitet påvises, vil sensorerne efterfølgende integreres i løbetights for testning af pålidelighed og validitet under praktisk brug. Indenfor de eksperimentelle PP sensor forsøg, ses det som minimum at undersøge:

- Drivning
- Viskoelasticitet
- Ikke-linearitet

Og som integreret del af tøj ses det ønskværdigt at undersøge:

- Tøjning under løb
- Strækbarhed af tøj
- Påsyningssteder af sensormaterialet

På grund af omkostningerne på sensormaterialet og leveringsvanskeligheder, fravælges testning af sensormaterialet over hofte og ankelled, men isoleres i stedet til knæleddet. For brugbarhedspåvisning af sensormaterialet i forbindelse med løb, ses knæleddet hensigtsmæssigt, da knæleddet, i forhold til ankel og hoftelod, har det største vinkeludslag, og dermed også de største hastighedsændringer, i forbindelse med løb (Joseph Mizrahi, 2000).

2.1. Problemformulering

Hvorledes er det muligt, at integrere PP's DEAP-teknologi pålideligt og validt i et par løbetights henover knæet?

3. Produktbeskrivelse

Ved et fremtidigt produkt, ønskes udviklet en pakke, som indeholder en kontrolboks, 12 sensorer og et par løbetights med formonterede tilslutningsknapper for sensorerne. Komponenterne, som er færdigproducerede andetsteds, ønskes coatede, således at levetid og modstandsdygtigheden overfor vind og vejr forbedres i forhold til de nuværende sensorudgaver, hvis det kan gøres til en rimelig pris, ellers er alternativet en vandtæt lomme, der opfylder de samme ønsker. Kontrolboksen skal være i stand til at kommunikere trådløst til en smartphone, et løbeur eller en computer, således at brugeren let kan tilgå data. Brugerfladerne skal opbygges som intuitive brugerflader, således at brugeren oplever let overblik. Produktet ønskes at kunne bidrage med oplysninger om løberens kadance, løberens skridtlængde, løberens hastighed, de enkelte ledvinkler (teknik træning og skades forebyggelse) og tilhørende vinkelaccelerationer. Således vil produktet på enkelte områder (kadance og hastighed) skulle konkurrere med allerede eksisterende produkter, mens reel skridtlængde, ledvinkler og vinkelaccelerationer er nye bidrag til optimering af løbestil, hvilket skaber en reel merværdi for brugeren. Heraf følger, at hvis der opnås brugbare informationer for alle ønskede måleparametre, vil produktprisen ikke nødvendigvis være en konkurrenceparameter i forhold til positioneringsegenskaber. Modsat vil produktprisen blive den afgørende positioneringsegenskab for produktets fremtid, hvis der kun opnås anvendelige informationer for allerede målbare størrelser, da producenterne af eksisterende løbeure med tilbehør er veletablerede på markedet. En nyetablering i et konkurrencebetonet marked vil kræve tid, reklamefremstød og god økonomi.

4. Økonomi:

Som udgangspunkt vil produktinteressen være afgørende for de økonomiske perspektiver. Kan produktet skabe nok værdi hos forbrugerne, til en tilstrækkelig stor målgruppe ønsker at investere i produktet.

Det for nærværende rapport muligt at give et bud på, hvordan økonomien ser ud i forhold til produktionsomkostninger vs. slutbruger prisen, samt afgøre om der potentielt er marked for produktet, som dels ønsker at være nyskabende, og dels konkurrere med eksisterende produkter som fodsensor (kadence, hastighed og tilbagelagt distance) og GPS (hastighed, tilbagelagt distance). Begge produkter kræver et løbeur, som er lidt dyrere end basis produkterne, for at kunne kommunikere med fodsensoren eller have indbygget GPS I de følgende afsnit gives et bud på pakkens pris, maksimal avance, samt omkostninger og fordele/ulemper ved lager.

4.1. Pakkepris

På nuværende tidspunkt er sensorerne "håndproduceret" i et lille antal af PP, og anses fortsat for at være i deres initierende stadie, som derfor ikke er sat i masseproduktion. Produktionsomkostningerne pr. stk. i deres egne lokaler ligger mellem 50 og 80 euro. Hertil kommer prisen for kontrolboksen inkl. software, som i øjeblikket kun er fremstillet til eksperimentelt brug i meget lille oplag og deraf koster 6300,- (Danfoss PolyPower, PolyPower.com).

PP forventer efter automatisering af delprocesser at halvere prisen på sensorer fra egen produktion og vil således ligge i prislejet 30 til 40 euro pr. stk. Imidlertid har de samtidig oplyst at hvis mængder over 100.000 sensorer ønskes fremstillet, vil det være muligt at nå en købspris på under 5 euro stykket og hvis det nærmer sig 1 million vil prisen blive yderligere reduceret. Prisen for 1 million er ikke nærmere specificeret af PP, hvorfor dette ikke er medtaget i beregningerne **(1a), (1b)**.

Selve kontrolboksen vil indtil specifikationsangivelserne falder på plads være svær at prissætte. Kontrolboksen vil ud fra sin ukomplekse konstruktion, som blot indeholder en måleenhed for kapacitorens ladetid, samt et bluetooth modul og et batteri være noget, som i mindre antal (1.000-10.000 enheder) kan fremstilles for 100 kr. mens fremstilling i mængder 100.000+ vil være muligt til 4-5 euro altså 30-35 kr. I de videre beregninger i økonomiafsnittet er anvendt de højeste indkøbspriser, således at hvis produktet kan købes til 30-35 kr. anvendes prisen 35 kr.

For nærværende projekt er det nødvendigt at foretage vurdering af antallet af nødvendige sensorer i pakkerne. De indledende undersøgelser er foretaget over knæleddet med en enkelt sensor (**Jf. kap. 2**), for undersøgelse af integrations og anvendelses muligheden af sensoren over det leddet med størst og hurtigst

bevægeudslag. Senere løbetights versioner ses i stand til at beregne skridtlængde, som gennemgået i **(Appendiks B)**, samt medtage informationer, som er vigtige i forhold til skader **(Appendiks D)**. For at informationerne kan ekstraheres fra sensorsystemet, anvendes for hvert led i underekstremiteten to sensorer, således at der for hvert ben anvendes seks sensorer. Derfor vil efterfølgende beregninger i økonomiafsnittet arbejde med 12 sensorer pr. pakke.

Da monteringen af sensorerne, samt deres nøjagtige placering er af stor betydning, vil det samtidig være nødvendigt at få fremstillet løbetights specifikt til brugen. Således ville en komplet pakke indeholde et par løbetights, en kontrol boks, samt 12 sensorer:

$$\text{Pris (10.000 pakker)} = \text{løbetights} + \text{kontrolboks} + 12 \text{ sensorer} = 130 + 100 + (12 * 35) = 650,- \quad (1a)$$

$$\text{Pris (100.000 pakker)} = \text{løbetights} + \text{kontrolboks} + 12 \text{ sensorer} = 130 + 35 + (12 * 35) = 585,- \quad (1b)$$

En endelig komponentpris vil således ramme et niveau på ca. 650,- ved køb af 10.000 enheder, og 585,- ved 100.000 enheder. Prisen skal herefter tillægges en avance, som ud over et reelt overskud skal dække transportomkostninger, distributionsomkostninger, lageromkostninger, markedsføring, administrationsomkostninger, pakning m.m. **(Fig. 1)**, hvilket nærværende rapport tidligere har afgrænset sig væk fra.

Virksomheden har to muligheder for salg af produktet. Enten kan det fungere som direkte handel mellem virksomhed og slutbruger (B2C), eller en mellemledsforretning, som afsætter til forretningen, der sælger til slutbrugeren (B2B). Det vil være vanskeligt at afgøre, om idéen og den først udviklede prototype vil være bærende for en reel virksomhed eller om det er nødvendigt at se det som et supplement til produktsortimentet hos en allerede eksisterende virksomhed, hvor markedsføring i forvejen er på plads, og et eventuelt brand allerede skabt.

Hovedparten af virksomhederne der sælger pulsøre og GPS sælger B2B, mens f.eks. Nike forbrugere ligeledes har muligheden for at købe produktet direkte fra forbrugeren (B2C). I begge tilfælde vil indkøbsprisen blive tillagt en avance, men handles efter B2C modellen, er der potentiale for virksomheden til at øge avancen, da der ikke anvendes et mellemlid, som yderligere tillægger produktet en ønsket avance, som slutbruger kommer til at betale. Ulempen ved at undlade mellemliddet (B2C), især for en nystartet virksomhed, vil være manglende kendskab hos forbrugeren og manglende kundekreds. Et sådant kendskab og kundekreds vil i noget omfang medfølge i B2B salget, fordi forbrugeren i forvejen har kendskab til mellemlidshandleren, hvorimod B2C sandsynligvis vil kræve omfattende markedsføring. Et estimat for prisbeløbet til markedsføring er af nærværende rapport ikke realistisk, og nedenstående regneeksempler benytter B2C.

Udgifter		Indtægter	
Indkøb af komponenter:	Omkostninger	Færdige varer	
	Faste		
	Variable		
Løbetights	Virksomheden og fremstillings systemet		
Kontrolboks			
Sensormateriale			
	Lokale leje		Markedsføring
	Løn		Lager
			Spild og reklamation
			Distribution + pakning
		Servicering	

Fig. 1: Her ses virksomhedens udgifter og indtægter inddelt i kategorier. Da der endnu ikke er planlagt reel opstart af virksomhed, er både variable og faste omkostninger svære at spå om, men indkøb af komponenter er en synlig og undersøgt udgift, som giver mulighed for at undersøge potentialet af en efterfølgende opstart. Gøres dette kræves en afklaring af de resterende omkostninger.

For at lette salget og markedsføringen kan det som tidligere nævnt være fordelagtigt at henvende sig til allerede eksisterende forhandlere af løbeudstyr. I forretningerne arbejdes med avancer på ca. 20-30 %, når der er tale om elektronisk udstyr. Mens tøj ligger nærmere 400 %. Indenfor produktionsvirksomheder, ses Garmin som en sammenlignelig konkurrent, som i 2005 havde en profit margin på 28,4 % pr fremstillingsenhed (Jeremy Allen, 2007). Med udgangspunkt i Garmins avance beregnes slutbrugerprisen, ved at indarbejde den ønskede avance.

Prisen på et produkt er altid en konkurrenceparameter, og derfor bør forbrugerprisen ikke overstige det eksisterende marked af gode GPS ure og fod sensorer, fordi en markant prisforøgelse vil begrænse antallet af potentielle købere i det præstationsbevidste segment. En markant prisforøgelse vil således medføre, at køberen af produktet alene ser vinkelegenskaben som positioneringsegenskab, og dermed et produktsupplement, i stedet for at vægte andre potentielle positioneringsegenskaber som produktet kan tilbyde. En slutbruger vil umiddelbart ikke være interesseret i at anvende et væsentligt større budget end der i forvejen anvendes på et par løbetights, et pulsar med GPS og evt. fodsensor. Salgsprisen i butikken af allerede eksisterende løsninger bestående af Fusion løbetights, Garmin ur og Garmin fodsensor fremgår af **(2)**, som er informationer tager fra to forskellige hjemmesider, som repræsenterer både discount og enkelte eksklusive (Pulsure.dk) samt (Løberen.dk). Den beregnede pakke pris **(2)** er en pakke som anses for billigste løsning (Pulsure.dk), da løbeuret kræver en vis prisklasse for at kunne kommunikere med fodsensoren:

$$\text{Pakkepris} = \text{løbetights} + (\text{gamin ur og fodsensor}) = 500 + 1399 = 1899,- \quad (2)$$

Med en produktionspris på 650,- pr. sæt **(1a)**, og en avance svarende til Garmin's **(3a)**, samt standard avancen på elektronisk udstyr i forretninger **(3b)**, beregnes i **(3c)** en forventet slutbruger pris, hvortil der skal lægges 449,- for et standard pulsar, eftersom forbrugeren må forventes fortsat at ønske sin puls oplyst under løb. Garmin's avance og butikkens avance er omregnet til den procentsats der skal lægges til komponentprisen, da avancer er af salgsprisen eks. moms:

$$\text{Garmin's avance} = \frac{100}{100 - \text{avance på fremstillingspris}} = \frac{100}{100 - 28,4} \approx 1.3966 \quad (3a)$$

$$\text{Butikkens avance} = \frac{100}{100 - \text{avance på salgspris}} = \frac{100}{100 - 30} \approx 1.4286 \quad (3b)$$

Slutbrugerpris PP pakke = (PP pakke **(1a)** * Garmin's avance**(3a)** * butiks avance**(3b)** * moms) + std. pulsar =

$$(650 * (1,3966 * 1,4286 * 1,25)) + 449 = 2070,- \quad (3c)$$

Heraf ses at produktet placerer sig lidt dyrere end et af billigste konkurrerende fodsensor produkter **(2)**. Prisen befinder sig ved den nuværende beregning, stadig under gennemsnittet af hvad det forventede spænd af konkurrerende produkter **(4)**. Deraf vurderes at prisen **(3c)** fortsat kan tage konkurrencen op med eksisterende løsninger, da differencen udgør ca. 10 % i forhold til **(2)**. Hvis enhedsprisen skulle stige med f.eks. 50 % grundet højere komponentpriser eller ønske om bedre avance, skal produktet på anden vis skabe merværdi hos brugeren. Pakkeprisen vil således være mindre konkurrencedygtig i forhold til allerede eksisterende løsninger, og langsomt nærme sig de mere luksuriøse fodsensor pakker som butikken tilbyder. Da dette er en prototype med potentiale til at give flere oplysninger end der i forvejen kan udtrækkes af de eksisterende løsninger, kan positioneringsegenskaberne i sidste ende udgøre en afgørende faktor. Desuden skal det medtænkes at den anvendte pakkepris **(2)** er baseret på den billigst tænkelige løsning for såvel pulsar som fodsensor. Disse produkter fås ligeledes i en luksus udgave (Løberen.dk), som er væsentlig dyrere, hvilket fremgår af regneeksempel **(4)**:

$$\text{Butikkens toppakke} = \text{løbetights} + \text{gamin ur} + \text{fodsensor} = 500 + 3500 + 499 = 4499,- \quad (4)$$

Hvis pakkeløsning **(4)** købes af slutbrugeren, vil den nye PP sensorpakke **(3c)** have et godt salgspotentiale, hvis den fortsat afsættes til komponentprisen + 28,4 % avance efter B2B konceptet. Hvis det antages at eneste konkurrenceparameter er prisen, bør der forsøges ændret på avancen, således at det matcher den absolut billigste løsning. Dette behandles i det følgende afsnit, hvor der arbejdes med udregning ud fra butikkens nuværende indkøbspriser.

4.2. Maksimal avance

For beregning af den bedst mulige avance, som kan opnås mod fortsat at være konkurrencedygtig netop på prisen, kan opgaven angribes således at der tages udgangspunkt i butikkens pakkepris **(2)** eller **(4)**. Ved herefter at trække butikkens avance og momsen fra, findes butikkens nuværende indkøbspris af pakken. Herefter kan den nye PP sensor pakkes maksimale avance beregnes som forskellen mellem komponentprisen og den højst tænkelige indkøbspris hos butikken. Den maksimale potentielle avance udregnes i forhold til, hvad forbrugeren maksimalt er villig til at betale for produktet under forudsætning af at vedkommende fortsat ønsker at kende sin puls under løb. Et basis pulsur fås til 449,- (Pulsure.dk). Således må det resterende udstyr maksimalt koste forbrugeren et beløb svarende til beregning **(5)** henholdsvis **(6)**:

$$\text{Butikkens fodsensor pakkepris} - \text{basis pulsur} = \text{maks pakkepris ifht. (2)} = 1899 - 449 = 1450,- \quad (5)$$

$$\text{Butikkens toppakke} - \text{basis pulsur} = \text{maks pakkepris ifht. (4)} = 4499 - 449 = 4050,- \quad (6)$$

For at være på den sikre side tages udgangspunkt i den mindste investering, altså 1450,-, hvorfra butikkens avance på 30 % (svarer til at gange med 0,7), samt momsen på 25 % (svarer til at gange med 0,8) skal trækkes. Butikkens maksimale indkøbspris vil således komme til at se ud som eksemplet **(7)**:

$$\begin{aligned} \text{Butikkens indkøbspris på pakke (1a)} &= \text{maks pakke pris (5)} * \text{butikkens avance} * \text{moms} = 1450 * 0,7 * 0,8 \\ &= 812,- \end{aligned} \quad (7)$$

Heraf følger, at den endelige avance, som skal dække samtlige faste og variable omkostninger fra **(Fig. 1)** kan beregnes som vist i **(8)**:

$$\text{Fortjeneste pr. stk.} = (7) - (1a) = 812 - 650 = 162,- \quad (8)$$

Beløbet som fremgår af **(8)** ønskes omregnet til avancen i procent af komponentprisen **(1a)**, hvilket beregnes i **(9)**:

$$\text{Avance} = 100 - \frac{\text{komponentprisen} - \text{fortjeneste pr.stk}}{\text{komponentprisen}} * 100 = 100 - \frac{650 - 162}{650} * 100 \approx 24,9 \% \quad (9)$$

Af regneeksempel **(8)**, **(9)** fremgår det, at den potentielle fortjeneste, som udgøres af beløbet **(8)**, skaber et eksistensgrundlag for virksomheden, da en avance på 24,9 % **(9)** ligger i nærheden af den i forrige afsnit anvendte avance fra Garmin. Således vil det give mulighed for dækning af de endnu ikke fastsatte omkostninger fra **(Fig. 1)**

Som det ses ud fra **(Fig. 2)** vil de endelige omkostninger pr. sæt være afhængige af antal fremstillede produkter. Dette er grundet den samme omkostning forbundet med opstart og indkøb af maskiner for komponentproducenten. Således vil store bestillinger give billigere enhedspriser, men dette er ikke ensbetydende med højere potentiel fortjeneste, da komponenter som ligger på lager, dels er bundet kapital og dels koster plads og

lagerkapacitet. Derfor bør det afvejes nøje i hvor store mængder der forventes at afsætte produktet i, hvilket skal afspejles i antal indkøbte komponenter pr. bestilling. Prisdifferensen i komponentprisen ved henholdsvis 10.000 og 100.000 fremgår af beregningerne **(1a)**, **(1b)**:

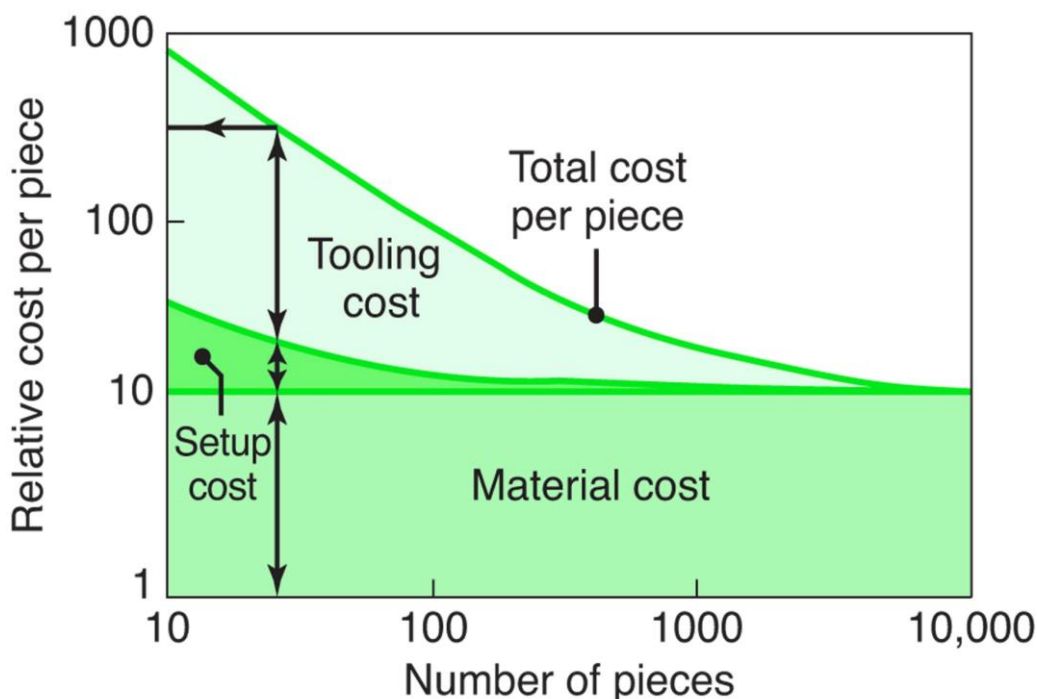


Fig. 2: forklarer den relative omkostning pr. enhed ud fra produktionsstørrelsen. Det afgørende er områderne setup cost og tooling cost, som er omkostninger der er identiske uanset produktionsmængden. Deraf følger, at større produktionsantal (længere ud af x-aksen), giver en lavere relativ omkostning pr. enhed og deraf lavere indkøbspris (Schmid, 2009).

4.3. Omkostninger, fordele og ulemper ved lager

Der tages udgangspunkt i beskrivelsen af løbere (**Jf. kap. 1**), hvor antal brugere af Endomondo på verdensplan i 2012 nåede 10 millioner, samt et overslag på ≈ 70.000 registrerede løbere i de to største danske Idrætsforbund, vil det være rimeligt at antage et potentiale på antal afsatte PP sensor pakker. På verdensplan vil en afsætning til en procent af brugerne af Endomondo medføre et salg på 100.000 pakker. En tilsvarende procentsats på det danske marked svarer til 700 pakker ud fra registrerede løbeklubber, hvilket vil udgøre en reel nicheproduktion. Derfor vil det følgende afsnit tage afsæt i en lancering på verdensplan og vise regneeksempler for indkøb af 100.000 pakker.

Imidlertid vil det ikke kunne forventes at 100.000 pakker på verdensplan afsættes dag et. Derfor er det nødvendigt at produkterne kan placeres på lager indtil de er afsat. For at skabe overblik, vil der først blive beregnet startomkostningerne **(11a)**, **(12a)**, som modsvarer to forskellige måder at påbegynde afsætning af 100.000 enheder på årsbasis. **(11a)** tager udgangspunkt i indkøb af hele partiet for at sikre lave komponentpriser,

mens **(12a)** tager afsæt i indkøb af 10 partier af 10.000 stk. fordelt hen over året. Dette vil afspejle forskellene forbundet med lageromkostninger.

Potentialet for avancen ønskes at udgøre som minimum enten af de iberegnete 28,4 % fra eksempel **(3)** eller alternativt, af de beregnede 24,9 % fra eksempel **(9)**. Der tages i det efterfølgende regneeksempel udgangspunkt i at PP sensorpakken afsættes med samme avance som PP's beregnede avance **(8)**. Hvis komponenterne kan indkøbes billigere, vil avancen **(10)** være **(8)** plus prisdifferencen på komponentindkøbsprisen.

I **(11a)** vises beregning af start omkostninger og avancen til dækning af samtlige omkostninger ved indkøb af 10 gange 10.000 PP sensorpakker præsenteres i **(11b)**. I **(12a)** vises eksemplet for 100.000 pakker indkøbt samtidig, hvor avancen til dækning af omkostninger præsenteres i **(12b)**. Beregningerne er foretaget ud fra avancen **(8)** og **(10)**, samt komponentpriserne **(1a)** og **(1b)**:

$$\text{Avance pr. pakke ved 100.000 pakker} = (8) + (1a) - (1b) = 161,85 + 650 - 585 = 226,85,- \quad (10)$$

$$\text{Start omkostninger ved 10.000 pakker} = (1a) * 10.000 = 6.5 * 10^6,- \quad (11a)$$

$$\text{Avance til dækning af omkostninger ved små bestillinger} = (8) * 100.000 = 16.18 * 10^6,- \quad (11b)$$

$$\text{Startomkostninger ved 100.000 pakker} = (1b) * 100.000 = 58.5 * 10^6,- \quad (12a)$$

$$\text{Avance til dækning af omkostninger ved stor indkøb} = (10) * 100.000 = 22.69 * 10^6,- \quad (12b)$$

Differencen mellem **(11b)** og **(12b)** er det beløb, som skal dække renter af start omkostningerne, hvis beløbet ikke haves kontant som startkapital, samt de lageromkostninger der måtte være forbundet med et større samlet indkøb.

Et lager koster penge at have liggende, og allerede fra start vil omkostningerne ligge på ca. 2 % (www.e-handelsfagskolen.dk) af lagerværdien om måneden. Udføres denne beregning på **(12a)** giver det resultater **(13)** for det første år, hvis varerne afsættes jævnt fordelt over 12 måneder:

Forrentning af lager =

$$(12a) * 0,02 + \left((12a) - \left(\frac{(12a)}{(12 \text{ måneder})} \right) * 0.02 \right) \left(\left((12a) - 2 * \left(\frac{(12a)}{(12 \text{ måneder})} \right) \right) * 0.02 \right) \dots \dots \dots \left(\left((12a) - 11 * \left(\frac{(12a)}{(12 \text{ måneder})} \right) \right) * 0.02 \right) = 7.575 * 10^6,- \quad (13)$$

Et beløb svarende til **(13)** vil være afhængig af, om lagret afsættes på den angivne tid. Er dette ikke tilfældet, vil avancen påvirkes yderligere. Resultaterne af **(13)** er blot en indikator for, at selvom avancen pr. enhed er større ved afgivelse af store ordre, risikeres en del af avancen at gå tabt i lageromkostninger, samt forrentning af startkapitalen, som er undladt i udregningen. Hvis forskellen mellem **(11b)** og **(12b)** er

mindre end (13) er det et tegn på, at det med den angivne afsætningshastighed ikke er rentabelt at indkøbe store partier. I (14) er forskellen mellem (11b) og (12b) udregnet:

$$\text{Avanceforskel mellem indkøb} = (12b) - (11b) = 22.69 \cdot 10^6 - 16.18 \cdot 10^6 = 6,51 \cdot 10^6, - \quad (14)$$

Da det ses at der er en difference på ca. 1 million mellem (13) og (14), kan det i den givne situation anbefales at indkøbe komponenterne dyrere i mindre partier.

Selvom der indkøbes mindre partier, vil en del af disse naturligvis skulle indgå som lager, men at slippe for lageromkostningerne af storkøb er stadigvæk mere væsentlige, da det formentlig vil være nødvendigt at foretage justering af ordre størrelserne i starten af produktlanceringen. Hvis der i stedet bestilles endnu mindre partier, må der forventes en højere indkøbspris på produkterne, som det fremgår af (Fig. 3). Den eneste "risiko" forbundet med et mindre ordreantal er at løbe tør på lageret. Hvis dette sker ofte eller at efterleveringen tager uacceptabelt lang tid, vil kunderne søge andre muligheder og således ødelægges markedspotentialt.

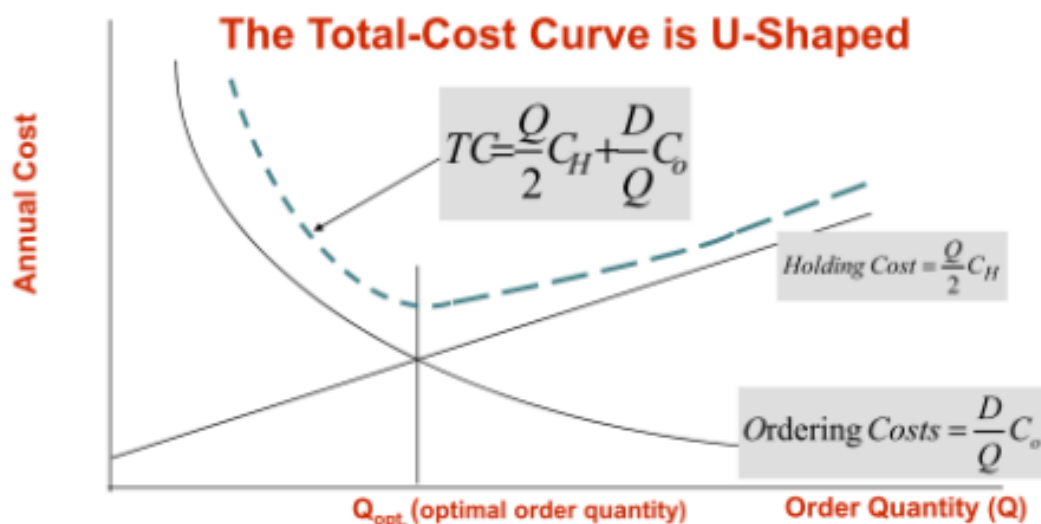


Fig. 3: på x-aksen er ordre størrelsen og på y-aksen er de årlige omkostninger. Den nederste kurve illustrerer bestillingsomkostningerne pr. enhed, mens den rette linje repræsenterer lageromkostningerne. Heraf fremgår at den optimale ordrestørrelse svarer til punktet Q_{opt} som repræsenterer punktet hvor lageromkostninger og ordreomkostninger netop krydser hinanden.

Hvis komponentprisen skulle stige med 30 % (aflæst Fig. 2 ved reduktion til en tiendedel af ordrestørrelsen), hvis der afgives ordre på 1000 PP sensorpakker pr. ordre, men fortsat afsættes 100.000 enheder på årsbasis, vil potentialet for første års avance blive minimal, da der skal tillægges pakken 39,66 % (3a) for at svare til en avance på 28,4 %. Således vil avancen (15) være difference mellem 30 % og 39,66 %:

$$\text{Avance} = \frac{100}{100 - \text{avance på fremstillingspris}} = \frac{100}{100 - 9,66} \approx 1.1069 \quad (15)$$

Avancen på 10,07 % er fortsat i den lave ende, og umiddelbart vil en virksomhed ikke være i stand til at overleve, hvis dette er eneste indtægtsbringende produkt. I så fald bør virksomheden drives som niche virksomhed fra egen garage indtil salget øges eller nye produkter ses færdige til lancering.

Det vurderes således at der ved forventet afsætning af 100.000 pakker er potentiale i at skabe en reel virksomhed ud af idéen, men at virksomheden bør startes med et minimum af ansatte og i små lokaler, hvorved driftsomkostningerne holdes på et minimum. Desuden bør bestillingerne foretages i ordrestørrelsen 10.000 pakker pr. gang, hvorved bedste overlevelseskriterier opnås.

Potentialet for et produkt som dels ønsker at være nyskabende, og dels konkurrere med eksisterende produkter som fodsensor og GPS er til stede. Prisen for et produkt er af mange forbrugere anset som værende et af de vigtigste parametre for køb. Ovenstående kapitel redegør for avancer i nærheden af allerede eksisterende produkter. Som tidligere nævnt, er positioneringsegenskaberne essentielle for forbrugerens interesse, og hvis produktet falder på et parameter, er det vigtig at den er det eksisterende marked overlegent på andre parametre. Forrige kapitel (**Jf. kap. 3**) redegør for hvilke positioneringsegenskaber produktet har i forhold til et allerede eksisterende marked. Her vurderes det, at sensorteknologiens evne til at oplyse løberen om vinkler med henblik på enten skader eller teknik skaber fremtrædende positioneringsegenskaber for produktet ift. GPS og fodsensor. De nævnte positioneringsegenskaber har ydermere den fordel, at de ikke alene henvender sig til et nichemarked af løbere, men kan skabe tilstrækkeligt merværdi hos brugergruppen (**Jf. kap. 2**), idet den både rammer de præstationsbevidste og de der vil undgå skader.

5. Teori

5.1. Sensorudstyr

Visse polymerer, elektroaktive polymerer (EAP), kan ændre form ved elektrisk stimulering. Denne egenskab er ofte søgt anvendt som lineære motorer til efterligning af muskler, som dermed kunne give bevægelse til mindre robotter (Bar-Cohen).

Der findes overordnet to typer af EAP materialer. Det første er ioniske materialer, hvilket indebærer bevægelse eller diffusion af ioner, og den anden type er elektroniske materialer, som indebærer strukturændringer som følge af et elektrisk felt eller Maxwell kræfter. De elektroniske materialer indeholder blandt andet de dielektriske elastomerer (DEAP). Dielektriske elastomerer består af en tynd ikke ledende (dielektrisk) elastisk polymerfilm (elastomer), der på hver side er belagt med meget tynde og strækbare elektroder. DEAP-teknologien fungerer som en slags elektromekaniske transducere, hvilket vil sige, at de omdanner mekanisk energi til elektrisk energi eller omvendt. En af styrkerne af DEAP-teknologien er variationen i materialeegenskaberne, der kan anvendes, fordi polymerer kan fremstilles med et meget bredt spektrum af elasticitet (Federico Carpi E. S., 2009).

Dielektriske elastomerer har en bred anvendelighed indenfor aktuatorer, generatorer og sensorer. Sidstnævnte kan anvendes, hvis den påførte elektriske spænding (V) er tilstrækkelig lille i forhold til tykkelsen og stivheden af filmen, bliver den initierende tøjning næsten ubetydelig. Strækkes filmen af ydre kræfter ændres spændingsforskellen over materialet, og denne spænding er givet ved formlen:

$$V = \frac{Q}{C} \quad (1)$$

Det kan ses af (1), at hvis den elektriske ladning (Q) er konstant, så varierer spændingen med kapacitans (C). En sådan virkning kan anvendes til at måle ændringen i spænding som følge af tøjning, men metoden er problematisk, fordi lækager og andre effekter ændrer Q over tid (Federico Carpi D. D.-L., 2008). En anden måde at anvende (1) som sensor, er ved at måle kapacitans i filmen. På PP's hjemmeside (Danfoss PolyPower, PolyPower A/S) fremgår det, at sensorudstyret fungerer ved at måle forskellen i kapacitans som følge af tøjning. Dvs. i materialets udeformerede form, er kapacitans lav, mens kapacitans øges når sensormaterialet deformeres (**Fig. 1**).

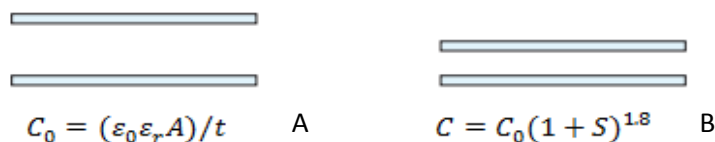


Fig. 1: A er en illustration af materialet i sin udeformerede form, hvor C_0 er kapacitansen i udeformeret form, ϵ_0 er permitiviteten af det frie rum, ϵ_r er permitiviteten af materialet, A er arealet og t er tykkelsen af det dielektriske lag. B illustrerer materialet i sin deformerede form, hvor C er kapacitansen under tøjning, og S er den procentmæssige tøjning i længderetningen.

Ved udvikling af elastomermaterialer til DEAP-sensorteknologien er det vigtigt at overveje, hvilke materialeegenskaber, der ønskes. Rent mekanisk er en blød elastomer med et lavt elasticitetsmodul ønskværdig, da dette giver anledning til store deformationer og dermed et stort sensorspektrum. Derudover skal DEAP-materialet have en høj sejhed, så der ikke sker skader på materialet ved deformationer.

5.2. PP

Sensorudstyret fra PP består af sensormaterialet, fastgørelsesområder og et kabelområde (**Fig. 2**). Midt mellem fastgørelsesområderne ligger sensormaterialet, og stedet hvor kapacitans bliver målt. Sensormaterialet er et yderst fleksibelt område pga. materialesammensætningen og materialeegenskaberne udviklet af PP. I hver ende af sensormaterialet er der fastgjort et stofmateriale med høj stivhed, der er tiltænkt som fastgørelseszone for sensormaterialet til f.eks. tøj i form af enten limning eller syning. Sensorudstyret har to følsomme områder omkring grænserne imellem sensormaterialet og fastgørelsesmateriale, og områderne må ikke sys eller limes, da det kan beskadige sensormaterialet eller have indflydelse på outputsignalet. I enden af sensorudstyret er der monteret et kabel, som transporterer signalet fra sensormaterialet til kontrolboksen via tilslutningsstikket, som er et alm. jackstik. Den kapacitans der måles i jackstikket, er den samlede kapacitans af sensormaterialet, fastgørelsesområdet, samt kablet. På grund af den høje stivhed i fastgørelsesområdet, er kapacitans her en konstant værdi.

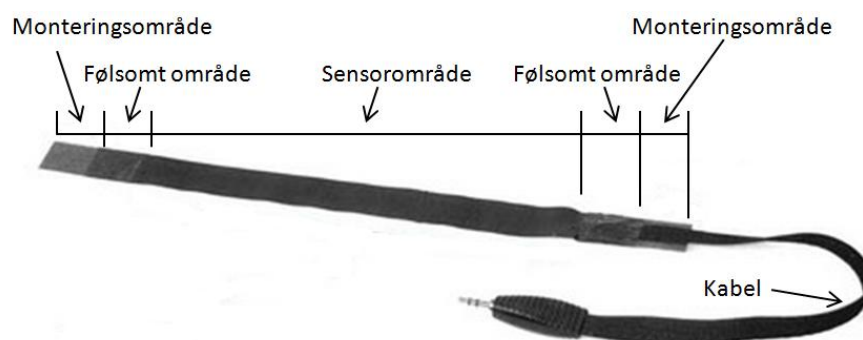


Fig. 2: Viser Sensoren brugt i forsøget. Sensoren udgøres af et sensormateriale(sensorområdet) som overlapper med et stift materiale, der bruges til montering. Det overlappende område, er et følsomt område, hvor der ikke må sys eller lign., fordi det kan få indflydelse på sensorens kapacitansmåling.

Ved nærmere anskuelse af strukturen og materialeegenskaberne af sensormaterialet udviklet af PP, skriver PP at sensormaterialet består af to dielektriske silikonematerialer, der på over og undersiden er belagt med et tyndt metallisk lag af elektroder, som i det anvendte eksempel er et sølvlag. Elektroderne har sine negative

ladninger yderst, og de positive elektroder er placeret i et isoleret miljø. Herved sikres, at der ikke opstår fysisk kontakt, som kommer til at fungere som leder (**Fig. 3**).



Fig. 3: Sensormaterialets opbygning, med de negative elektroder yderst og de positive elektroder inderst. Det kan ses, at længden af de positive elektroder er lidt kortere end materialet, hvilket er med til at beskytte de positive elektroder fra omverdenen. Kapacitansen måles som et gennemsnit af de to elektriske feltstyrker.

Silikonematerialet er designet med en fin bølgeformet profil i længderetningen på over og undersiden, hvilket giver sensormaterialet en større stivhed på tværs af længderetningen, og dermed gør sensoren mere følsomt overfor ændringer i længderetningen i forhold til bredderetningen (**Fig. 4**). Fordi silikone er viskoelastisk i sin natur, har sensorudstyret nødvendigvis også en grad af viskoelasticitet. PP har udført tests af dissipationshastigheden for sensormaterialet, og påvist at denne er meget lav, hvilket især er fordelagtigt i forbindelse med dette projekt, eftersom ingen løbere er interesseret i unødigt energitab. Andre relevante oplysninger som krybning og spændingsrelaksation, er endnu ikke tilgængelige fra PP (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material , 2012).

Sensormaterialet virker som en kondensator, hvor en ekstern kraft påvirker materialet til at undergå deformation, og derved ændres kapacitans (**Fig. 4**). Ved vinkelændringer vil materialet også udsættes for en deformerende kraft, og den ændrede kapacitans vil kunne korreleres til vinkelændringer. PP's sensormaterialers særlige design, samt materialeegenskaberne gør, at sensorerne har en maksimal anbefalet strækkevne på 100 % i længderetningen. Indenfor området, opfører materialet sig med sikkerhed elastisk (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material , 2012).

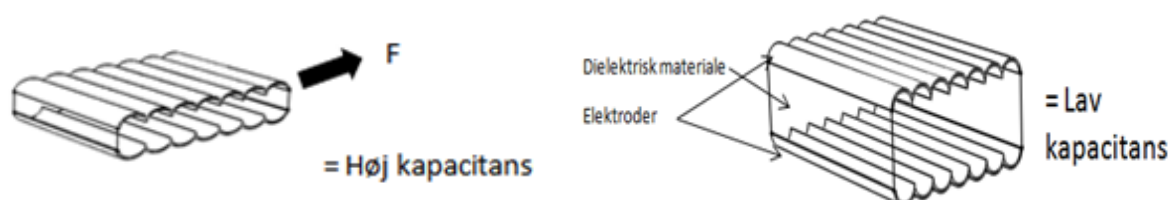


Fig. 4: Figuren viser hvordan kapacitans stiger, som følge af en ekstern deformerende kraft. Materialet har i længderetningen en bølgeformet profil, som gør materialet mere følsomt i længderetningen.

For at forstå sammenhængen med (1) og kapacitansligningen (Fig. 1) som PP oplyser, tages der udgangspunkt i Maxwell-trykket (2). Baggrunden for DEAP-teknologien ligger i, at de modsatte ladninger på elektroderne tiltrækker hinanden, mens ens ladninger på elektroderne frastøder hinanden, hvilket i begge tilfælde er med til at deformere materialet:

$$p = \epsilon_r \epsilon_0 E^2 \quad (2)$$

Trykket er et udtryk for den elektriske energi genereret per ladningsenhed, hvor p er det elektrostatisk tryk henover elektroderne, ϵ_r er den relative permittivitet af PP's dielektriske lag, ϵ_0 er permittiviteten af det frie rum (vakuum), og E er den elektriske feltstyrke. Den elektriske feltstyrke, der opstår imellem pladerne, kan beregnes via Gauss lov, hvis de to modsat ladede parallelle, ledende plader anses som uendelige flader, altså uden kanter og randbetingelser. Gauss lov siger, at det elektriske felt er lig ladningsdensiteten over permittiviteten (Fig. 5).

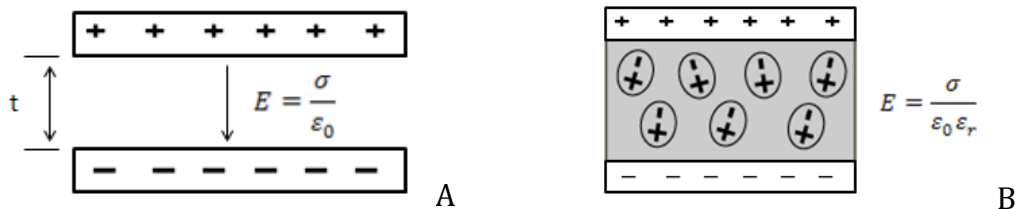


Fig. 5: A viser den elektriske feltstyrke (E) i frit rum, hvor σ er ladningen per enhed og ϵ_0 permittiviteten af det frie rum. B viser det den elektriske feltstyrke i et materiale, og her kan de ses, at ϵ_0 bliver ganget med en faktor for materiale permittiviteten (ϵ_r). Faktoren ϵ_r kaldes den relative permittivitet, fordi denne er forskellig for forskellige stoffer, og udtrykker hvor godt et materiale lader sig gennemtrænge af de magnetiske og elektriske felter (fluxtæthed) sammenlignet med vakuum. Derfor kan ϵ_r og ϵ_0 også skrives som den absolutte permittivitet ϵ .

Fra Gauss lov kan det ses at ϵ_r og ϵ_0 er konstanter, hvoraf ϵ_r er givet af materialevalget og ϵ_0 er permittiviteten af det frie rum. Dermed er ladningsdensiteten den eneste variabel for det elektriske felt, og ud fra navnet kan det logisk udledes, at der indgår en ladning og en tæthed:

$$\sigma = \frac{Q}{A} \quad (3)$$

hvor σ er ladningsdensiteten, Q er ladningen, og A er arealet. Ladningsdensiteten mellem polerne kan udtrykkes positivt, hvis den positive ladning tiltrækker den negative ladning og derigennem skaber et positivt elektrisk felt. Det omvendte kan naturligvis også være tilfældet, og så skabes et negativt elektrisk felt (Fig. 6).

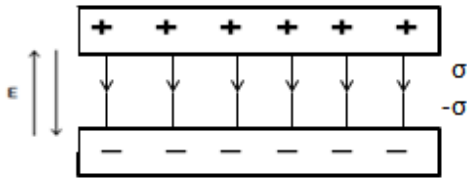


Fig. 6: Figuren viser, at et elektriskfelttryk enten kan være positivt eller negativt, afhængig af hvilken ladning der tiltrækker den modsatte ladning.

Som nævnt er det elektriske felt (E) den elektriske kraft per ladningsenhed, derfor kan det elektriske felt også bruges til at finde spændingen, ved at multiplicere det elektriske felt med afstanden imellem pladerne fås arbejdet pr. enhedsladning, som er definitionen på spændingen (V). En udledning af hvordan spændingens sammenhæng med den elektriske feltstyrke er præsenteret i (4), Hvor kraften (F) og tykkelsen (t) er udført arbejde, og Q er ladningen, herefter integreres (3), (2) og ligningen fra (Fig. 5B) (ϵ er skrevet som absolut permittivitet), hvorefter det ses udledt, at spændingen er lig med den elektriske feltstyrke (E) ganget med tykkelsen (t):

$$V = \frac{Ft}{Q} = \frac{Ft}{(\sigma A)} = \left(\frac{p}{\sigma}\right)t = (\epsilon \frac{\sigma \sigma}{\epsilon})/\sigma)t = Et \quad (4)$$

Ved at kende formlerne (1), (3), (4), kan kapacitans fra det udeformerede materiale på (Fig. 1) udledes:

$$C = \frac{Q}{V} = \frac{Q}{Et} = \frac{Q\epsilon}{\sigma t} = \frac{QA\epsilon}{Qt} = \frac{A\epsilon}{t} \Rightarrow C_0 = (\epsilon_r \epsilon_0 A)/t \quad (5)$$

Hvor C er kapacitans, ϵ_r er den relative permittivitet af PP's dielektriske lag, og ϵ_0 er permittiviteten i det frie rum, A er arealet, og t er tykkelsen af polymerfilmen. Som nævnt tidligere, ændres Q over tid, hvilket gør det uhensigtsmæssigt at måle spændingen, men i (5) kan det ses, at Q udgår af ligningen og C varierer i forhold til permittiviteten, tykkelsen og arealet.

Nu kendes kapacitans for det udeformerede sensormateriale, derfor mangler kun ændringen i tykkelsen (t), hvorved kapacitans i det deformede sensormateriale fås (6). Dette svarer til kapacitans fra det deformede sensormateriale på (Fig. 1):

$$C = C_0(1 + S)^{1.8} \quad (6)$$

I (6) er S tøjningen, og faktoren på 1.8 er graden af anisotropi i materialet. PP oplyser, at lamineringstykkelsen er omkring 2 μm og elektrode tykkelsen er omkring 110 nm. Derfor er graden af anisotropi sat til 1.8 (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material, 2012).

6. Eksperimentel (PP sensor)

Forsøgene foretages, for at give viden om virkningen af sensorproduktet i sin enkelthed. Derved bliver det muligt at lokalisere eventuelle målevanskeligheder i det praktiske forsøg, fordi variablerne enten skyldes utilstrækkelig sensor kvalitet til anvendelse under løb, eller forkert montering. Til de eksperimentelle PP sensor forsøg anvendes:

- Kontrolboks (Serie nr. 094F0121, Danfoss PolyPower A/S, Nordborg, Danmark)
- Computer
- 1 stk. sensor (Version 3, serie nr. 1017, Danfoss PolyPower A/S, Nordborg, Danmark)
- Målebånd
- Panasonic (Lumix DMC-FT1)
- Højhastighedskamera (Balsar acA2000 Germany)
- PolyPower Sensor Software (ver. 1.0.1)*

Sensormateriale egenskaber

Densitet	ϵ_r	ϵ_0	E modul
1.11 g/cm ³	3.1	$8,85 * 10^{-12}$	1.1 mpa

**PP's sensor software ver. 1.0.1 er programmeret til maksimalt at kunne anvende 0,1 sek. opdateringshastighed. Dette giver 8 Hz måling for kapacitans, når det medtages at softwaren beregner middelværdier af stige/faldetider, hvorefter der tages middelværdier af kapacitans afhængig af opdateringshastigheden og hvor mange millisekunders data der frasorteres.*

Nærværende projekt har behov for at opnå bedre opdateringshastigheder, men da dette ikke er muligt i standardversionen, har der været kontakt til PP's software afdeling. Ved tilføjelse af værdien 0,01 sek. i filen main.vi og dertilhørende case-structure via LabVIEW, er det herefter muligt at opnå 30 Hz, da der fortsat frasorteres data i begyndelsen af hver måling, samt tages middelværdier. Grundet den simple omprogrammering har dette ikke ført til komplikationer, mens yderligere ændringer stiller krav til indgående kendskab til LabVIEW programmering og konsekvenserne af ændring af værdier, som påvirker eller skal kommunikere med hardware, som i forvejen er ukendt for projektgruppen.

6.1. Metode

6.1.1. Stræk

Indledningsvis ønskes at kende sensorens maksimale forlængelse under knæfleksion. Testpersonen, som ligeledes skal udføre de praktiske forsøg, placeres i en oprejst position således knæet er fuldt ekstenderet. Herefter placeres sensoren vertikalt over tibia, patella og femur, med sensorens centrum placeret henover patella. Efter sensorenplaceringen er korrekt udført, tegnes et markeringspunkt igennem markeringshullet og ind på huden af testpersonen. Herefter fjernes sensoren, og afstanden mellem de to markeringspunkter måles med målebånd, hvorefter testpersonen udfører fuld knæfleksion og den nye afstand måles.

6.1.2. Linearitet

Hvis kapacitans fra sensorerne skal korreleres til en vinkel, er det nødvendigt at opnå kendskab til materialets linearitet. Dette gøres ved at trække sensormaterialet til bestemte værdier og aflæse kapacitans. Kapacitans blev målt med 1 cm afstand indtil en strækprocent på 50 % blev opnået.

6.1.3. Drivning

For at undersøge om der forekommer drivning i kapacitans, optages målingerne fra sensoren i 2 timer, hvor sensoren ligger i afslappet tilstand. 2 timer er valgt, fordi et løb forventes afviklet indenfor denne periode.

6.1.4. Krybning

Krybning kan forekomme i alle viskoelastiske materialer, og ses for nærværende rapport relevant, da det forventes at brugeren efter endt anvendelse muligvis efterlader løbetightsene i en ikke hensigtsmæssig henlægning. En sådan henlægning kunne f.eks. betyde at sensorerne kommer til at ligge under stræk over længere perioder. Da materialet (silikonen) er viskoelastisk, kan dette medføre krybning. Hvis sensormaterialet udsættes for krybning, kan krybningen betyde efterfølgende problemer ved brug, da den initierende vinkelberegning således ikke længere vil være målbar. Krybningen er testet ved først at måle en startværdi, herefter strækkes sensoren til 10 %, hvor kapacitans aflæses. Efterfølgende forbliver sensoren under 10 % stræk i 5 døgn, hvilket er opnået ved fastgørelse af sensormaterialets monterbare ender til en stiv plade. Antallet af dage er valgt, fordi det anses som den maksimale tid, hvor brugeren ikke benytter sig af tightsene.

6.1.5. Viskoelasticitet

Vinkelhastighederne i løb er høje (Joseph Mizrahi, 2000), så ved anvendelse af sensorerne i forbindelse med løb, opstår to spørgsmål til produktet. Det første er om sensoren oplever samme spændingen i materialet under hurtige såvel som langsomme deformationer, hvilket kan være problematisk, da der løbes i forskellige tempi under løb. Det andet er om varigheden af tiden i den afslappende fase, efter en deformation, foregår med tilstrækkelig hastighed til måling af vinklerne i modsatte retning. Altså kan materialet nå at trække sig sammen efter hvert stræk?.

Sensoren fastgøres i et stativ, i det ene af fastgørelsesområderne, således at den modsatte ende (fastgørelsesområdet) hænger vertikalt 14,5 cm fra underlaget (**Fig. 1A**). Efterfølgende bliver sensoren deformeret med forskellige hastigheder og optaget med et

30 fps. kamera, for efterfølgende udregning af hastigheden. Hastigheden skal overstige ≈ 42 cm/sek. fordi det med udgangspunkt i (William D. McArdle, 2007) vurderes som den maksimale stræk hastighed, der forekommer under løb ved maksimalt 18 km/t.

For at teste varigheden af tiden i den afslappende fase efter en deformation foregår med tilstrækkelig hastighed til måling af vinklerne i modsatte retning, udføres en omvendt test af ovenstående test. Dvs. sensoren strækkes til 14,5 cm, hvorefter sensoren frigives, og den tilbagelagte strækning udregnes efterfølgende ved hjælp af kameraet (**Fig. 1B**).

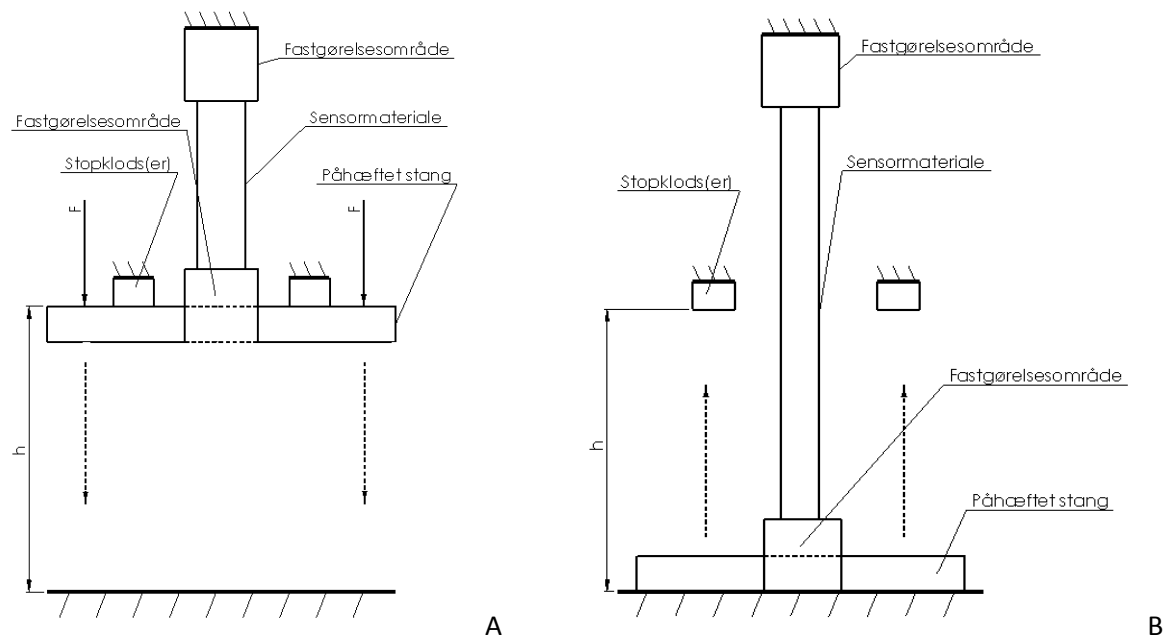


Fig. 1: 1A, viser en skitsering af forsøgsopstilling der blev brugt til træktesten. Den påhæftede stang trykkes (F) til den rammer underlaget, hvorefter kapacitans måles. Forsøget optages med kamera, så hastigheden efterfølgende kan beregnes. 1B, viser en skitse af forsøgsopstillingen til sensorens tilbagetrækningshastighed, hvor den påhæftede stang slippes fra underlaget, og hastigheden mellem underlaget og stopklodserne beregnes.

6.2. Resultater

6.2.1. Stræk

Opmålingen af distancen imellem de to markeringspunkter i fuld knæekstension viste 33 cm, og opmålingen viste 39,5 cm ved fuld knæfleksion, hvilket svarer til en forlængelse på 6,5 cm. For sensormaterialet svarer dette til en strækprocent på:

$$\frac{6,5 \cdot 100}{20} = 32,5 \%. \quad (1)$$

Den strækbare zone er 20cm og denne må maksimalt strækkes til 40cm svarende til 100 %. Beregnes en tilsvarende strækprocent for løbetightsene, ser regnestykket ud som følger:

$$\frac{6,5 \cdot 100}{33} = 19,7\%. \quad (2)$$

Procentsatsen er lavere, fordi løbetights stadigvæk er strækbare i områderne hvor sensormaterialet har sine fastgørelsesområder.

6.2.2. Linearitet

På **(Fig. 2)** er forholdet mellem kapacitans og strækket af sensoren illustreret. Sensoren strækkes med et interval på 1 cm indtil sensoren opnår en længde på 10 cm, hvilket svarer til et 50 % stræk af sensoren. Som det fremgår af **(Fig. 2)** er der først gennemført en test fra 0-200 mm med 10 mm intervaller stræk (100 %) som indledende måling, idet PP oplyser 100 % stræk af deres sensorer. Efterfølgende måles 10 måleserier bestående af 10 trin på hver 10 mm intervaller (50 %). Målingerne holdes ved et givent interval over en 5 sekunders periode, hvorefter afstanden øges med 10 mm. Efterfølgende er hvert interval databehandlet, ved at tage et gennemsnit over perioden hvor sensoren bliver holdt. Gennemsnitsværdierne for hvert enkelt trin fremgår af **(Fig. 3)**.

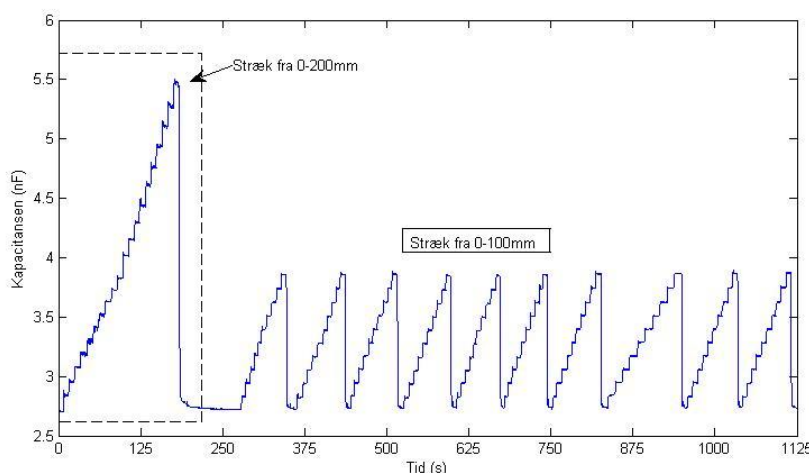


Fig. 2: Her ses strækforsøget udført. Først med en strækserie fra 0-200 mm. Med 10 mm. Intervaller. Herefter anvendes strækserier fra 0-100 mm. Igen med 10 mm. Intervaller.

På **(Fig. 3)** ses 10 måleserier og en lineær tilpasning af gennemsnittet af de 10 målepunkter ved hvert strækinterval, samt determinantkoefficienten for tilpasningen ($R^2=0,999$). Determinantkoefficienten for måleserierne individuelt er ligeledes $R^2 = 0,999$.

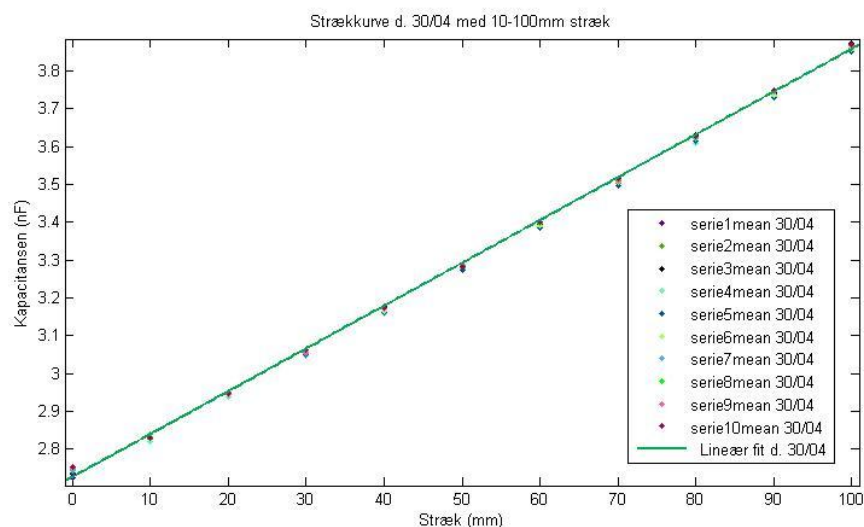


Fig. 3: Forholdet mellem kapacitans og tøjningen af sensormaterialet. Målingerne blev foretaget med 1 cm interval indtil 10 cm, hvilket svarer til en tøjning på 50 %.

Ved lineær tilpasning af data fra de 10 måleserier er hældningerne og y-aksens skæringspunkt beregnet. Formlen for den rette linje ses i (3) og angives med middelværdien $\pm$ variationen. De beregnede variationer viser en negligerbar variation i hhv. hældningen og skæringen med y-aksen:

$$Y = a * X + b \rightarrow Y = 0,1128 \pm 0,009 * X + 2,61 \pm 0,003 \quad (3)$$

På (Fig. 4) ses en efterfølgende re-test af linearitetskurven. Fremgangsmåden og databehandlingen er den samme som i (Fig. 3). Ved efterfølgende at teste gennemsnittet af de indledende værdier med serien af nye værdier vist i (Fig. 4), undersøges for signifikant forskel. Dette udføres med en t-test, som gav resultatet $p=0,0361$.

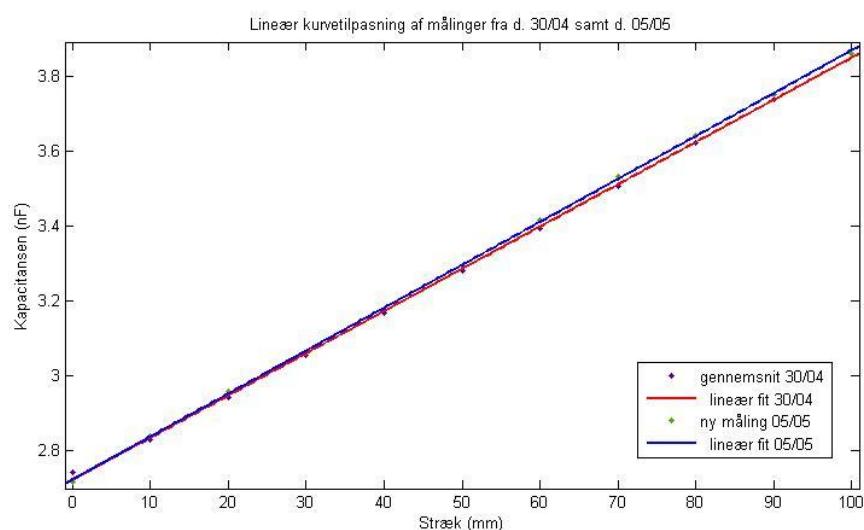


Fig. 4: Lineær kurvetilpasning illustrerer forskellene i hældningen af gennemsnitsberegningerne fra d. 30/04 med den nye måling af stræk og tilhørende kapacitansmålinger fra d. 05/05 2013.

6.2.3. Drivning

På **(Fig. 5)** ses drivningen af kapacitans henover tid. Startværdien er på 2,669 nF og slutværdien er 2,669 nF, ydermere kan der opses store udslag på signalet som varierer i størrelse. På **(Fig. 6)** ses samme målinger, foretaget på en anden computer og her kan det observeres, at udslagene er forsvundet. Der ses variationer i målingerne mellem 2,712 nF og 2,719 nF, hvilket svarer til en variation på 0,007 nF. målingerne er taget over et gennemsnit på 100 sekunder, og et zoomet billede af signalet på de første og sidste 100 sekunder af **(Fig. 6)** er vist på **(Fig. 7)**.

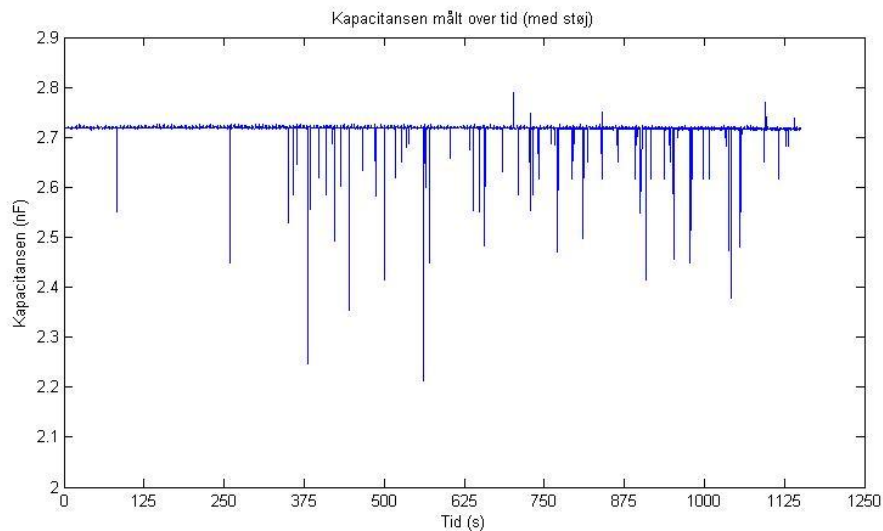


Fig. 5: Drivning af sensoren henover tid målt i nF.

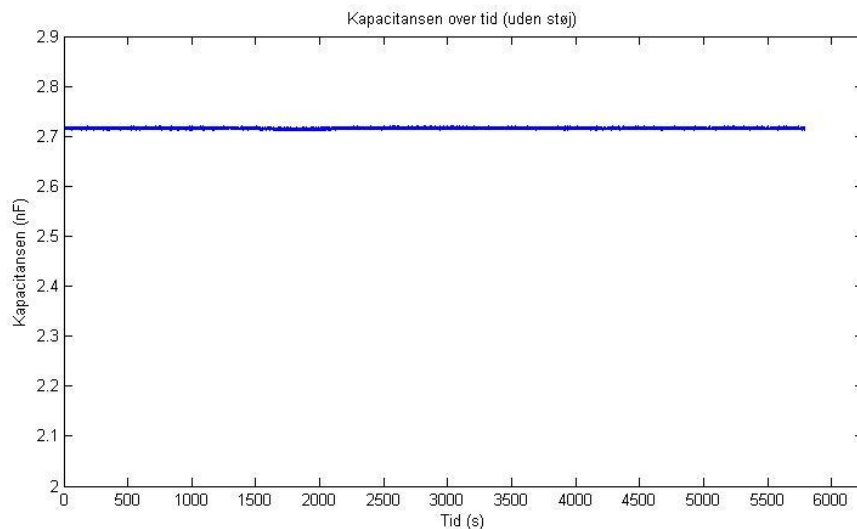


Fig. 6: Drivning af sensoren henover tid målt i nF uden signalforstyrrelser.

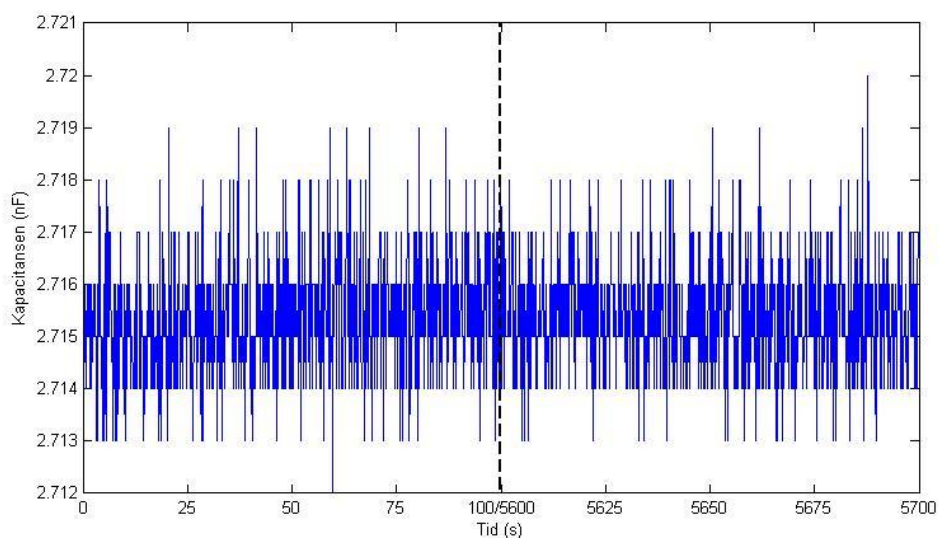


Fig. 7: Et nærbillede af de første og sidste 100 sekunder af kapacitans målt i nF af fig. 2.

6.2.4. Krybning

(Fig. 8) viser kapacitans før, under og efter forlængelse med 10 % skræk over en periode på fem dage. Værdierne for dag 1 før forlængelse var 2,67 nF før forlængelse og 2,90 nF ved 10 % forlængelse. Værdierne ved dag 5 med forlængelse var 2,89 nF og efter forlængelsen vendte værdien tilbage til udgangspunktet på 2,67 nF. Der kan således observeres en afslapning af materialet på 0,01 nF, og at materialet ikke undergår krybning af målbar størrelse under forsøget.

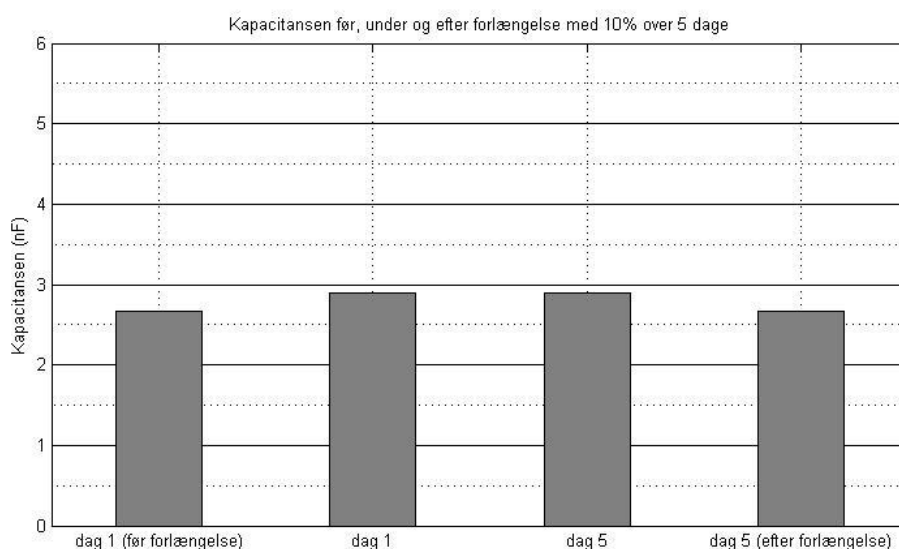


Fig. 8: Viser et søjlediagram over kapacitans før, under og efter forlængelse med 10 % over fem dage. Dag 1 målingen før forlængelse og dag 1 er foretaget samme dag, og det samme gør sig gældende for dag 5 og dag 5 efter forlængelse. Således har sensormaterialet de pågældende dage ligget under konstant måling.

6.2.5. Viskoelasticitet

Under testningen blev der i alt udført 20 målinger, hvoraf antallet af målinger er ligeligt fordelt mellem to forskellige hastigheder på hhv. 20 cm/sek. og 52,5 cm/sek. (**Fig. 9**), viser et eksempel på viskoelastisk trækserie. Figuren indeholder 10 målinger med en deformationshastighed på = 20 cm/sek. Efterfølgende er de højeste værdier fra hver måling for hhv. hastighed = 20 cm/sek. og hastighed = 52,5 cm/sek. identificeret (ingen signifikant forskel internt i grupperne), og ved brug af en parret t-test blev det fundet, at der ikke er nogen signifikant forskel på kapacitans afhængig af deformationshastighed ($p = 0,7779$).

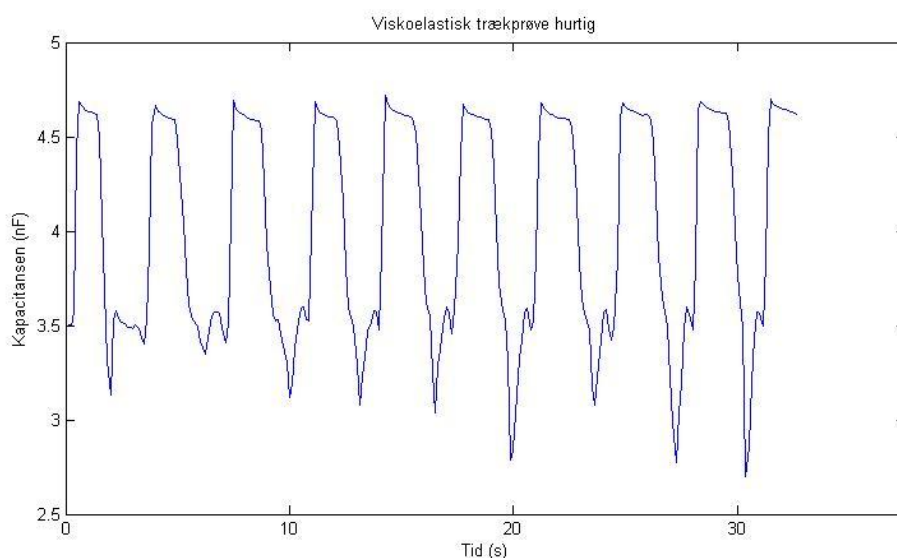


Fig. 9: Viser et Eksempel på viskoelastisk trækserie, hvor deformationshastigheden er = 52,5 cm/sek..

Materialet tilbagelagde en distance på 14,5 cm på 3 fps. (30 fps. Kamera). Resultatet for afslapningshastigheden efter deformationen ophørte, viste en hastighed på:

$$\left(\frac{14,5 \text{ cm}}{3 \text{ f.}}\right) * 30 \text{ fps.} = 145 \text{ cm/sek.} \quad (4)$$

6.3. Diskussion

6.3.1. Stræk

For at skabe et overblik i forhold til, hvor stor en tøjning sensoren maksimalt kommer til at undergå ved løb, blev et maksimalt stræk under knæfleksion undersøgt. Testen viste, at materialet maksimalt har en tøjning på 32,5 % (**1**). Tøjningen befinder sig langt under anbefalingerne udstedt af PP, og materialet er derfor ikke i fare for at undergå plastisk deformation ved brug. Samtidig vil en Tøjning på 32,5 % øge levetiden for sensorerne, i forhold til de tests som PP har udført med 50 %, hvilket er nødvendigt for at kunne konkurrere på det tekniske marked (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material , 2012) og (**Appendiks A**). Ligeledes blev det fundet, at løbetightsene bør kunne strække

sig minimum 19,7 % **(2)**. Strækket kan i praktisk tilfælde være en smule underestimeret, fordi en eventuel forstærkning i monteringsområderne bidrager til øget stivhed af tightsene omkring monteringsområderne. Ideelt set bør stivheden af løbetights og sensor være identiske, eftersom en for stor stivhed i løbetights kan resultere i, at sensoren muligvis ikke opnår fuld bevægelse og derved giver en forkert vinkelberegningen. Omvendt vil en for lille stivhed kunne medføre lignende unøjagtigheder i målingerne, fordi stivheden af sensoren vil have indflydelse på tøjningen af sensoren.

6.3.2. Linearitet

Forholdet mellem kapacitans og tøjning af sensoren blev målt i 10 tilfælde **(Fig. 3)**, med efterfølgende beregning af determinantkoefficienten i alle 10 tilfælde ($R^2=0,999$) på en lineær tilpasning. På baggrund af determinantkoefficienterne vurderes det, at unøjagtigheden forårsaget af de lineære tilpasninger er ubetydelige, hvilket svarer til tendensen som tidligere er registreret (Simon L. Kappel, 2012). På grund af den lineære sammenhæng mellem kapacitans og tøjningen, kan en kalibrering af sensoren udføres ved brug af kun to målinger. Dette er hensigtsmæssigt fordi brugeren kan få behov for selvkalibrering af sensorerne for at opnå en acceptabel nøjagtighed. En brugerkalibrering vil således gøre den varierende startværdi ubetydelig, men også individuelle antropometriske faktorer som knætykkelser, vil der blive taget højde for. Resultaterne viste også variationen i hældningen **(Fig.4)** over tid, hvor en lignende tendens er observeret i førnævnte studie (Simon L. Kappel, 2012). Derfor er det nødvendigt at have en god afstand mellem kalibreringspunkterne, således at det er muligt at finde hældningen af kurven på den enkelte dag. Imidlertid bliver den efterfølgende optagelse ikke påvirket af variationen mellem kurverne, da der fortsat er lineær sammenhæng.

6.3.3. Drivning

Kapacitans i ledningen er en konstant, og kan beregnes som differencen mellem startværdien af den ustrakte sensor, såvel som forlængelserne i de to opstillinger. Dette giver en difference på 0,56 nF, som repræsenterer forlængerkablets kapacitans. I signalet på **(Fig. 5)** observeres markante udsving ved tilslutning i minimum 2 timer, udsvingene er i midlertidigt ikke tilstede på **(Fig. 6)**, hvilket tyder på computerstøj. Computerstøjen ligger udenfor specialets rammer og vil ikke blive undersøgt nærmere, men i en senere fase af produktudviklingen bør årsagen til udsvingene identificeres.

En alternativ tilgang kan være en algoritme til filtrering af signalet, hvilket kan være en fordelagtig løsning, fordi brugeren sandsynligvis ikke ønsker tilpasning af computer til sensor, men sensor til computer. Det er fortsat vigtigt at være opmærksom på, at

udstyret er fremstillet som laboratorieudstyr, og i sin færdige udformning vil være dedikeret det tiltænkte formål, således at både vægt, størrelse, brugerflade og software output er brugervenligt og målrettet.

På trods af de markante udsving på **(Fig. 5)**, er start og slutværdierne identiske (2,669 nF), og derfor er drivning ikke observeret under testen. Det formodes derfor at der i den efterfølgende praktiske test ikke vil være brug for en eventuel baseline manipulation af signalet for at modvirke en eksisterende drivning og derigennem opnåelse af korrekt vinkelberegning.

6.3.4. Krybning

For testning af eventuel krybning, blev sensoren målt i afslappet tilstand, hvorefter sensoren undergik forlængelse med 10 % skræk over en periode på fem dage, hvorefter endnu en måling i afslappet tilstand blev registreret. Under strækperioden undergik materialet et kapacitansfald på 0,01 nF **(Fig. 8)**, hvilket indikerer at afslapningen af materialet er ubetydelig. Ville afslapning af materialet været fundet, havde det sandsynligvis også været uden betydning, fordi **(Fig. 4)** indikerer behovet for kalibrering før en løbetur. At sensoren ikke ændrer startværdier efter 10 % stræk, viser at sensoren er modstandsdygtig overfor krybning. En eventuel krybning af materialet ville have været særdeles negativt for nærværende rapports fremtidige undersøgelser, fordi en forlængelsesdeformation vil medføre en afslappet sensor i fuld knæekstension, og således kan de initierende knævinkler ikke registreres, hvilket giver forkerte resultater fra knæekstension til knæfleksion eller omvendt, i form af manglende afsluttende registrering af bevægelsen knæfleksion til knæekstension.

6.3.5. Viskoelasticitet

En begrænsning af sensorens anvendelse i løbetights kan være de viskoelastiske egenskaber, som silikonedelen af sensoren besidder. Problemer med viskoelasticitet, som følge af integrering af lign. sensorer i beklædningsgenstande, har tidligere vanskeliggjort anvendeligheden (A. Tognetti, 2007). Til testen af viskoelasticitet blev deformationen udført ved to hastigheder = 20 cm/sek. og 52,5 cm/sek.. Med en p-værdi på $p = 0,7779$ mellem hastighederne, indikeres et lineært forhold imellem kapacitans og tøjningen uanset deformationshastigheden. Hastigheden på 52,5 cm/sek. svarer til hvad der observeres ved løbehastigheder på ca. 27 km/t (William D. McArdle, 2007), hvilket indikerer sensormaterialets minimale følsomhed overfor viskoelasticitet, uanset mellem/langdistanceløbehastigheder. Derfor bør viskoelasticiteten ikke have indflydelse på efterfølgende tests **(Jf. kap. 8.2)** og variationer i målingerne eller unøjagtigheder, ved knæfleksion, må findes andetsteds. Ligeledes er der observeret en tilstrækkelig hurtig afslapningsfase af sensoren, efter deformation har fundet sted (145

cm/sek.), hvilket indikerer at variationer i målingerne eller unøjagtigheder, ved knæekstension ikke kan tillægges sensormaterialet mangel på afslapningshastighed.

6.3.6. Kritikpunkter

De lineære målinger som er foretaget i forsøget, viste i samtlige tilfælde lineær sammenhæng, og kun en lille forskel i hældningen afhængig af dagen. Hældningsforskellen er fundet større i et andet studie (Simon L. Kappel, 2012), og det kan ikke udelukkes, at flere målinger vil give en mere retvisende tendens af hældningen.

Sensoren lå under stræk i fem dage, hvilket måske er for lidt, dels fordi der altid vil være teoretisk krybning og dels da nogle løbere vælger at løbe en gang om ugen eller mindre, hvilket testen ikke påviser. Samtidig er de 10 % måske ikke repræsenterende for et eventuelt stræk af sensorerne når tightsene ikke bruges, fordi sensorerne ved montering på tightsene udsættes for stræk. På baggrund heraf kan nærværende rapport vanskeligt påpege sensorens modstand overfor krybning ved praktisk brug.

Samtlige tests er udført under ens forhold, hvilket vil sige inden døre og med konstant temperatur 20 °. Således er det endnu ukendt hvordan sensoren opfører sig under skiftene miljøforhold. Formålet med nærværende rapport er ikke at teste i hvilket omfang sensoren virker, men om den virker. I den sammenhæng er udelukkelsen af miljøforhold acceptabelt, men sensoren udsættes også for varierende miljø under løb, da kropstemperaturen i forbindelse med fysisk aktivitet fører til evaporation og konduktion. Sensorens følsomhed overfor vekslende miljøforhold er tidligere testet af PP (**Appendiks C**), og det vurderes at sensoren er minimalt følsom overfor det vekslende miljø, der eventuelt må findes ved udførelsen af nærværendes rapport testninger. På sigt vil det være nødvendigt med yderligere undersøgelser og ændringer i prototypen, således at der tages højde for enhver tænkelig miljøpåvirkning.

6.4. Konklusion

Kritikpunkterne i rapporten, anses som værende uden indflydelse for sensorens videre testning i rapporten. Den muligvis manglende beskrivelse af PP's sensorens hældning kan negligeres, fordi indledende tests har påvist behovet for kalibrering inden brug. Før sensoren kan sættes i produktion som integrerbar i løbetights bør viden om krybningen og afslapningen over længere tid kendes, men da nærværende rapport ikke har til opgave at undersøge i hvilket omfang sensoren virker, men om den virker, er udeblivelsen af målbar krybning og afslapning over en 5 dages periode acceptabelt. Ligeledes anses et vekslende miljø som negligerbart, fordi sensoren i de efterfølgende praktiske tests, testes under kontrollerede forhold. En form for vekslende miljø forekommer sandsynligvis i forbindelse med øget kropstemperatur under løb, men

miljøændringerne (**Appendiks C**) vil sandsynligvis ikke påvirke nærværende rapports formål.

Sensorens relative forlængelse under løb kommer ikke i nærheden af PP's maksimale anbefalinger for forlængelse af sensoren. Forholdet mellem kapacitans og stræk er lineært, ved stræk der forekommer under løb. Hældningen kan variere afhængig af dagen, så kalibrering inden hvert løb er nødvendig. Ligeledes er en tilstrækkelig afstand mellem kalibreringspunkterne anbefalelsesværdigt. Sensoren oplever ikke drivning over en 2 timers periode, og oplever hverken krybning eller afslapning over en 5 dages periode. Signalet er ydermere ikke følsomt overfor vekslende deformeringshastigheder af sensoren, hvilket kan forekomme under løb, og materialets tilbagetrækningshastighed vil ikke blive en hindring under løbecyklussen fra knæekstension over knæfleksion tilbage til knæekstension.

7. Fremstilling af prototypen.

Der kommer stadigvæk flere producenter ind på markedet for fremstilling af intelligent tekstil til dagligdagsbrug. Blandt andet ses en tydelig vækst hos f.eks. Ohmatex (Ohmatex.dk). Her anvendes sensormateriale, som indvæves, indsys eller på lignende måde monteres i tekstil, således at det ved brug af tekstil er muligt at forstå og indsamle data om alt fra bevægelser til fysiologiske forhold hos enkelt individer. Nærværende rapport undersøger udvikling af prototype med montering af en sensor i et stykke tekstil. Det ønskes yderligere at udvikle prototypen, således at det vil være muligt for brugeren at skifte eventuelt defekte sensorer. En normal tilgang ville være at indsy materialet. I PP's sensormateriale er der ligeledes afsat en udeformerbar slutzone, som kan sys, limes eller på anden vis monteres i tekstil.

I nærværende studie er fastmonteringstilgangen et trykknapsystem frem for syning, da det ønskes at løbetights er vaskbare uden at udsætte sensormaterialet for unødigt beskadigelse. Dette er med udgangspunkt i, at det fortsat er sensorer, der er under udvikling og endnu ikke er forsøgt coated, således at de bliver vandtætte. Det forventes fra PP at være muligt, men prototype udvikling er dyr og indtil efterspørgslen kommer unødvendig. Yderligere vil afmonteringsmuligheden bidrage til forøget levetid, mulighed for køb af nye tights uden sensor pakke, samt let udskiftning ved reklamation.

De i prototypeudviklingen anvendte løbetights er af mærket Fusion (Fusion mp3 long tight unisex X-Long), og er sponsoreret af Løberen. Tightsene er valgt på grund af deres lave stivhed, og har i et 33 cm område mulighed for 6,5 cm relativ forlængelse, hvilket er påkrævet (**Jf. kap. 6.2.1**).

PP's sensorer fremstilles i tre forskellige længder, 50 mm, 100 mm og 200 mm (Danfoss PolyPower, PolyPower). Nærværende rapport benytter sensoren på 200 mm (version 3), fordi sensorens relative forlængelse under løb bliver mindre end de to kortere modeller, hvilket må forventes at have positiv effekt på levetiden. Ydermere ses det hensigtsmæssigt, at monteringsområderne, ved forbindelse af sensor og tights, bør befinde sig i en hensigtsmæssig afstand til knæet, således områderne ikke bliver til gene for brugeren under løb. Slutteligt vil en længere sensor måle strækket over et større område, hvilket bevirker at signalet fra sensoren bliver mindre følsom overfor forkerthed af sensorens beliggenhed under løb.

I PP's sensormateriale er der afsat en udeformerbar slutzone, som enten kan sys, limes eller på anden vis monteres i tekstil. I nærværende studie er fastmonteringstilgangen et trykknapsystem frem for syning eller lignende. Tankerne bag den valgte tilgang, er dels forventning til øget levetid (**Appendiks A**), hvis sensoren kan afmonteres inden vask af løbetights, og dels muligheden for nem udskiftning af sensoren hvis sensorsignalet forringes (defekt). Brugeren skal således ikke købe nye løbetights, men kun en tillægssensor. I forlængelse heraf kommer muligheden for øget kompatibilitet i form af let skiftning af sensorer mellem fremtidige produkter, hvor sensorteknologien ligeledes

ses anvendelig. Trykknapperne anvendt (Prym – 10 "sport & Camping" Ø=15 mm) og deres relative størrelse i forhold til sensoren kan ses på **(Fig. 1)**.



Fig. 1: Her ses et af trykknapsystemerne tæt på. Det er endnu ikke monteret, men placeret, hvor det forventes isat.

Fordi trykknapperne skal monteres igennem det strækbare tekstil, som løbetightsene er konstrueret af, ønskes der i områderne, hvorigennem trykknapperne monteres at forstærke tekstilet. Denne forstærkning udføres med vlieseline **(Fig. 2)**, som er et meget stift materiale, der benyttes ved afstivning af tekstil via strygning. Selve stykket der påstryges har form som et rektangel, hvor rektangelets lange sider er vinkelret fastgjort på buksebenets retning (14x9 cm inderside og 8.5x7 cm yderside). Vlieselinen mindsker spændingerne omkring omteringsområderne på tightsene, som forårsages af sensorens tøjning ved knæfleksion, således at strækket på tightsene og skade omkring monteringshullet (5mm) minimeres. Vlieseline stykkerne er påstrøget på såvel oversiden som undersiden på tightsene i monteringsområderne. Der er ikke strøget vlieseline på sensorens monteringsområder, fordi det vurderes at monteringsområderne besidder tilstrækkelig stivhed i forvejen.



Fig. 2: Vlieselinen er udklippet til et rektangel, således at det afhjælper trækker i trykknapperne med at blive distribueret over et større stykke tekstil.

Til bestemmelse af monteringsområderne på løbetightsene, ifører testpersonen sig tightsene og midten af sensoren placeres ovenpå patella. Sensoren ligges, i afslappet tilstand lige før stræk, så vertikalt som muligt, for mindst mulig friktion med et senere påsyet elastikbånd. Efter positionen af sensorens monteringsområder på tightsene er

lokaliseret (hhv. skinneben og lår), flyttes lokaliseringen af monteringsområderne 2,5 mm væk fra patella, så sensoren påføres et initialt stræk. Strækket skal sikre målinger af de initierende vinkler, således at det fortsat er muligt at måle udgangsvinklen selvom tightsene under løb flyttes. I forlængelse af et eventuelt flytningsproblem, sys løbestrømpen fast på tightsene, hvis formål er at minimere tightsenes eventuelle tendens til at krybe op (**Fig. 3**).



Fig. 3: billede af syningen mellem tights og strømpe

Efter monteringen af sensoren har fundet sted og efterfølgende kontrollering af sensorens forlængelse foregår vertikalt, sys et elastikbånd henover sensoren. Elastikbåndet ligges som en lomme henover sensoren, og skal forhindre flytning i frontal og sagittalplanet under løb. Elastikken er syet med enkelt sting, for ikke at ændre på elasticiteten af tightsene (**Fig. 4**).



Fig. 4: Billede af færdigsyet løbetights med monteringslommen og påsyet løbestrømpe.

8. Eksperimentel (Løbetights)

Efter de indledende forsøg med sensoren, implementeres sensoren i et par løbetights (**Jf. kap. 6.2**). Sensoren vil i det følgende afsnit, blive afprøvet under praktiske forhold. Først opstilles en goniometertest, hvorefter målesikkerheden af sensoren undersøges ved løbetests. Til den praktiske forsøgsopstilling benyttes:

- Kontrolboks (Serie nr. 094F0121, Danfoss PolyPower A/S, Nordborg, Danmark)
- Computer
- 1 stk. sensor (Version 3, serie nr. 1017, Danfoss PolyPower A/S, Nordborg, Danmark)
- Målebånd
- Højhastighedskamera (Balsar acA2000 Germany)
- Panasonic (Lumix DMC-FT1)
- PolyPower Sensor Software ver. 1.0.1
- Løbebånd
- Goniometer
- Kabel (jackstik forlænger)

Der er anvendt en forsøgsperson til samtlige praktiske forsøg. Herunder ses data for forsøgspersonen:

- Vægt: 75 kg
- Højde: 189 cm
- Alder: 31 år
- Køn: mand

8.1. Metode

8.1.1. Goniometer

Inden løbetesten blev påbegyndt, gennemførte testpersonen goniometertesten. Formålet hermed var, at teste monteringsvalget (**Jf. kap. 7**), samt sikring af sensorregistrering ved samtlige vinkelændringer, som kan forekomme under løb.

Goniometeret er bestående af to træplader med dimensionerne 20x187x700 (H x B x L), som er sammenhængene via et hængsel (**Fig. 1A**). På undersiden af goniometeret er to træklodser fastmonteret med 4 skruer, hvorimellem der kan indsættes træplader af forskellige længder. Pladerne der kan indsættes, er skåret i forskellige længder, således de to træplader med hængslet opnår de ønskede vinkler (**Fig. 1A**). Vinklerne måles med 10° mellemrum fra 40° til 180°, hvor 180° er defineret som fuld knæekstension.

Selve testen udføres ved, at testpersonen ifører sig de modificerede løbetights, som er monteret med tre markeringer af tydelige knoglefremspring (den store trokantor, den laterale epikondyl, samt den laterale malleol). Goniometeret placeres på en bordkant, således at én del af brættet ligger under femur, hvorefter testpersonen justerer sin placering på goniometeret (**Fig. 1B**). Kontrolboksen placeres på bordet ved siden af testpersonen, som tilkobles en computer, der registrerer målingerne i PP Sensor Softwaren. Målingerne startes ved 40° og fortsættes indtil 180° opnås. Hver måling tages af 10 sekunders intervaller, hvorefter vinklen dokumenteres med et kamerabillede. Derefter indsættes et nyt træstykke i goniometeret. Imellem hver vinkelændring strækker testpersonen underbenet til fuld ekstension for klart at skildre signalet imellem hver vinkelændring, samt muliggøre registrering af eventuelle baseline ændringer af signalet.

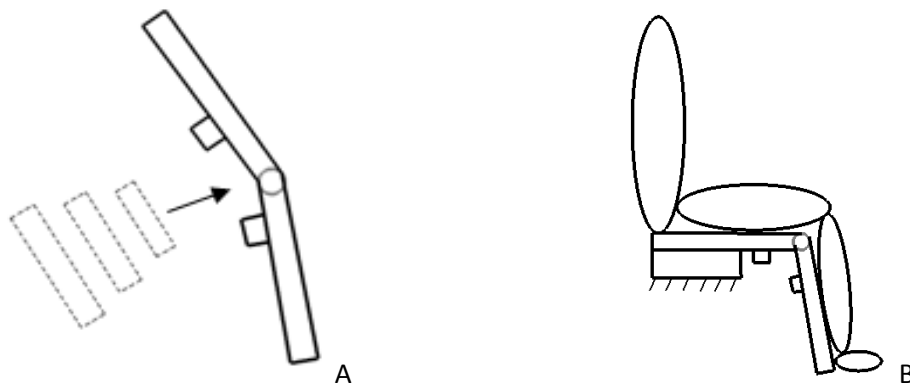


Fig. 1: A, viser goniometeret og hvordan gradtallet ændres, ved at sætte forskellige trælængder i spænd på undersiden. B, illustrerer testpersonen siddende på goniometeret. Goniometeret placeres på en bordkant med tilstrækkelig lav højde, således at goniometeret kan opnå fuld fleksion.

8.1.2. Løbetest

Testen foregår med hastigheder på 10 km/t, 12,5 km/t og 15 km/t. Testpersonen løber i 4 minutter ad gangen, hvorefter løbet afbrydes. Herefter får testpersonen 4 minutters hvil inden næste løb påbegyndes.

Inden testen påbegyndes ifører testpersonen sig de modificerede løbetights. Når tightsene sidder behageligt, og naturligt, klæbes tre stykker gaffertape med dimensionerne 1 cm x 1 cm, på tre tydelige knoglefremspring, hhv. den laterale malleol, den laterale epikondyle på femur og den store trochanter på femur. Gaffertapen blev i alle tre tilfælde syet med sting, for at undgå markørflytning eller afmontering under løb. Testpersonen stiller sig på løbebåndet, og forsøgslederen indstiller kameraet, placeret vinkelret på løbebåndet, således de tre markører kan ses under hele løbecyklossen (**Fig. 2**).

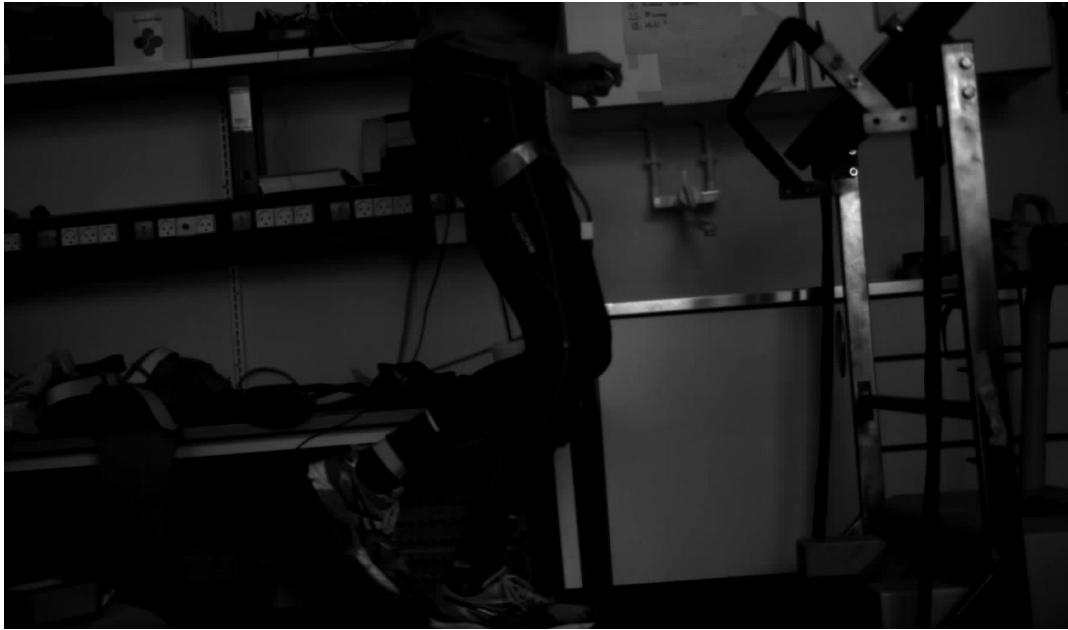


Fig. 2: Viser forsøgsopstillingen.

Ligeledes tapes jackstikket og den efterfølgende ledning fast til tightsene, således at rystelser fra hhv. jackstik og kabel har minimal indflydelse på sensoren. Kablet går fra sensoren til kontrolboksen, hvilken placeres ved siden af løbebåndet, i en afstand således kablet under løb ikke har mulighed for at strække sig fuldt ud. Indledende observationer har vist, kapacitans følsomhed overfor forbindelsen mellem jackstikket og kontrolboksen, derfor gaffertapes jackstikket og kontrolboksen sammen, så følsomheden minimeres under testningen.

Efter den initierende opvarmning bestående af 4 minutters løb ved 10 km/t påbegyndes testen. Indledningsvis måles kapacitans af sensoren, hvor testpersonen befinder sig stående i afslappet tilstand (180°) og sidenhen i en 90° vinkel. Efterfølgende placeres testpersonen på løbebåndet, som gradvist justeres til 10 km/t er opnået. Herefter løber testpersonen sig tilrette til løbebåndets hastighed, hvorefter testpersonen oralt giver signal til forsøgslederen, som påbegynder målingen, samt starter kameraoptagelsen. Målingerne sker over en 4 minutters periode, hvorefter forsøgslederen afbryder målingen og optagelsen, samt giver testpersonen et oralt signal om at afbryde løbet. Efter løbet gentages registreringen af kapacitans for hhv. 180° og 90° i afslappet tilstand. Dernæst måles afstanden mellem markeringerne af tydelige knoglefremspring på tightsene og de faktiske tydelige knoglefremspring. I tilfælde af tightsflytning tilbagejusteres tightsene, således at tightsmarkeringer og tydelige knoglefremspring igen stemmer overens, hvorefter en yderligere registrering af kapacitans i 180° og 90° udføres. Efter målingerne påbegynder testpersonen et 4 minutters hvil, hvorefter næste løbetest (12,5 km/t) påbegyndes. Fremgangsmåden til hver løbetest var den samme som nævnt ved 10 km/t.

8.2. Resultater

8.2.1. Goniometer

(**Fig. 1**) viser fire målinger af sammenhæng mellem kapacitans og knævinkler. De første to måleserier er udført samme dag (Serie 2 og 3), hvorimod serie 1 og 4 er målt hhv. to dage før og efter. Hvert vinkelgradspunkt er plottet som et gennemsnit af 40 målinger, hvorved målingerne repræsenterer 5 sekunder (måleudstyret sampler med 8 Hz). Til hver måleserie beregnedes lineære regressioner, som i alle tilfælde var $R^2 \approx 0,99$. Hældningen for Serie 1 var -0,08703, for Serie 2 -0,06775, for Serie 3 -0,06701, og for Serie 4 -0,06373. Heraf ses at de to måleserier (Serie 2 og 3) er meget tæt på identiske, hvilket også ses af (**Fig. 1**). Serie 4 indikerer vigtigheden af kalibrering af sensormaterialet før brug, mens Serie 1 viser betydningen af et forkert monteret jackstik.

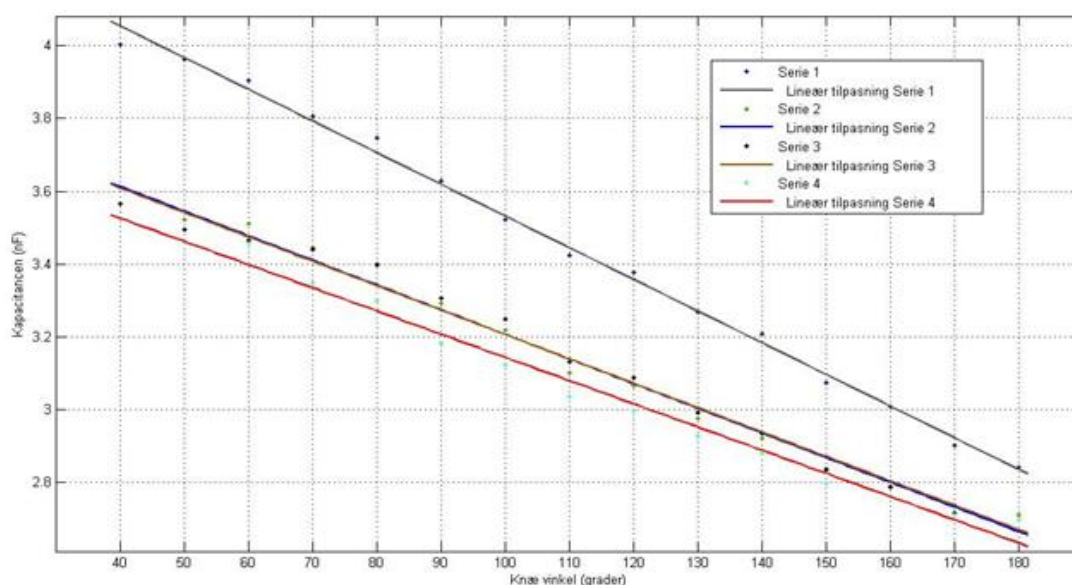


Fig. 1: Viser sammenhæng i kapacitansværdier målt i nF og de undersøgte knævinkler i grader. Serie 1 viste sig påvirket af et jackstik, som ikke var fuldt monteret. De resterende måleserier er udført efter korrektion af jackstikket, og viser næsten identiske hældninger.

Ved anvendelse af goniometeret er fundet sammenhængende værdier for knævinkel og kapacitans. Da vinkelændringen af goniometeret er foretaget på dorsal side af benet, vil deformation af blødt væv have indflydelse på den reelle knævinkel set ud fra markeringerne på tydelige knoglefremspring (**Fig. 1**). Derfor er der udfærdiget en tabel (**Tab. 1**), som forklarer sammenhæng mellem goniometertestens vinkel og de aflæste knævinkler ud fra tydelige knoglefremspring.

Goniometer vinkel	Tydelige knoglefremsprings vinkel aflæsning
40	58,4
50	68,7
60	72,8
70	82,3
80	87,8
90	97,3
100	107,4
110	120,9
120	126
130	135,4
140	142,6
150	151
160	158
170	163,8
180	172,5

Tab. 1: her ses sammenhørende værdier for knævinkler aflæst ud fra goniometer test og billedbehandling af fotografier med markeringer af tydelige knoglefremspring (**Fig. 1**).



Fig. 1: Ovenfor ses tre markeringer af henholdsvis den store trokantor, den laterale epicondyl på lårbenet og den laterale malleol på lægbenet.

Som det fremgår af **(Tab. 1)** er der aflæst sammenhæng mellem knævinkler. Da stræktesten tidligere har vist lineær sammenhæng i kapacitans, anvendes lineær kurvetilpasning ligeledes på de fra **(Tab. 1)** aflæste vinkler, hvilket fremgår af **(Fig. 2)**. Korrelations værdien for den røde lineære kurvetilpasning gav korrelationsfaktoren 0,9963, hvilket berettiger at målingerne kan opfattes som lineære.

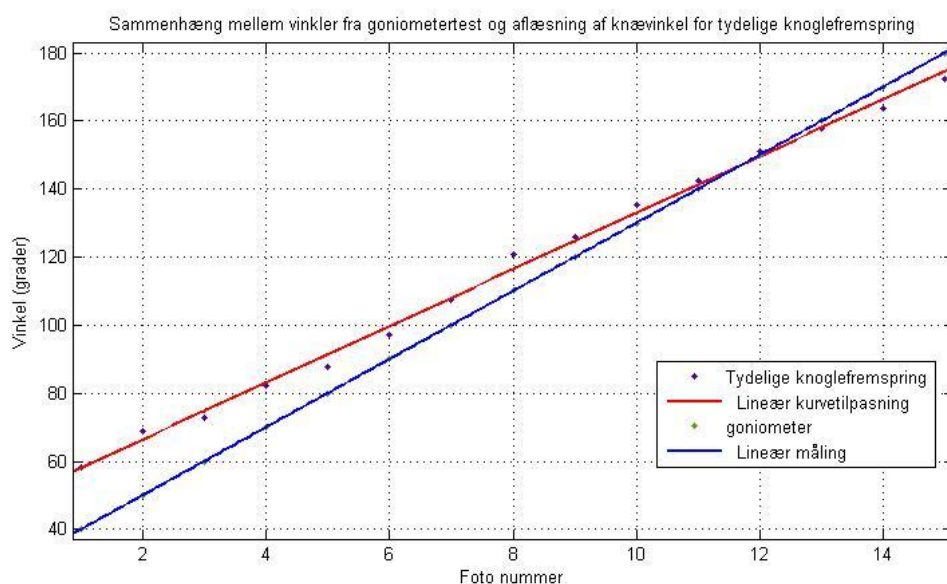


Fig. 2: Den blå kurve viser goniometerets lineære knævinkler, som springer med 10 grader pr. foto. Den røde lineære kurvetilpasning af knævinkler for aflæsning af vinkler ud fra markeringer på tydelige knoglefremmspring. Eftersom den røde lineære kurvetilpasning giver korrelationsfaktor 0,9963, anses knævinklerne aflæst ud fra tydelige knoglefremmspring at være lineær og kan således anvendes til at skabe sammenhæng mellem reel knævinkel og kapacitans.

Samtidig med udførelse af målinger af knævinklerne er der taget målinger for kapacitans i de enkelte positioner. Dette fremgår af **(Tab. 2)**, hvilket muliggør plotning, som illustreres i **(Fig. 3)**. Det bliver ud fra denne graf muligt i efterfølgende løbetest at finde sammenhæng mellem forventede værdier for kapacitans og aflæsning af knævinkler ud fra videooptagelserne. Den beregnede korrelationsfaktor er på 0,9936, hvilket stemmer overens med lineær sammenhæng.

Tydelige knoglefremsprings vinkel aflæsning	Kapacitans (nF)
58,4	3,524000
68,7	3,459250
72,8	3,456975
82,3	3,346225
87,8	3,299925
97,3	3,183675
107,4	3,124000
120,9	3,035550
126	2,997975
135,4	2,926525
142,6	2,878550
151	2,798000
158	2,762200
163,8	2,710725
172,5	2,697800

Tab. 2: Her ses sammenhørende værdier for de aflæste knævinkler og den målte kapacitans i nF. Disse værdier anvendes ved senere løbetest til undersøgelse af sensorernes lineæritet.

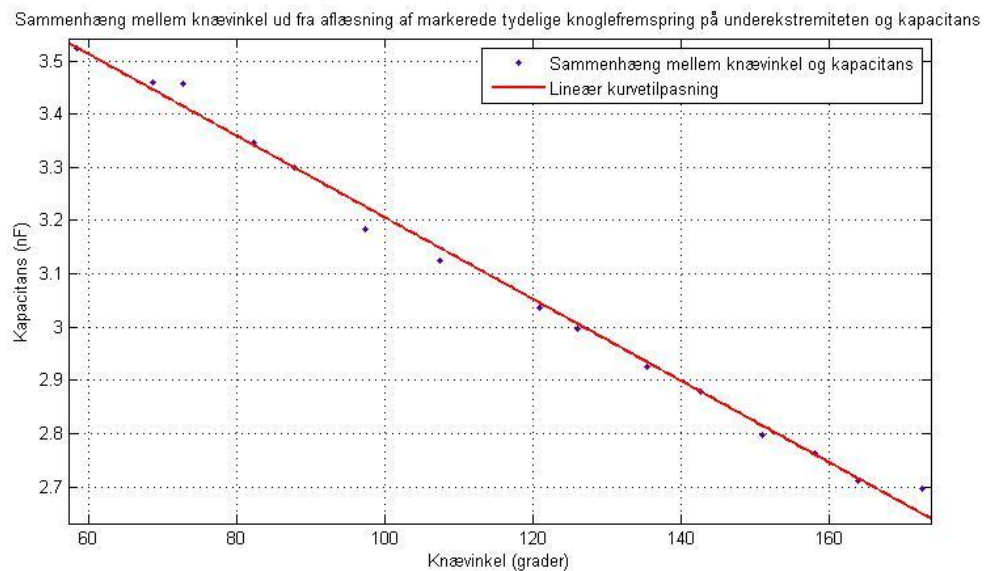


Fig. 3: Der vises sammenhæng mellem kapacitans værdierne på x-aksen og knævinkler aflæst ud fra tydelige knoglefremspring på y-aksen. Det fremgår af korrelationsfaktor på 0,9936 at der fortsat er en lineær sammenhæng, således at mellemliggende værdier kan aflæses til videre anvendelse.

8.2.2. Løbetest

Resultater fra 3 cyklusser med 10 km/t					
ID	Billednummer	Aflæst vinkel (grader)	Punkt nummer	Aflæst kapacitans (nF)	Timing (ms)
10.1.1	303	93,7	17	3,122	778
10.2.1	398	161,3	25	2,709	1058
10.1.2	574	93,6	40	3,120	1563
10.2.2	668	162,3	48	2,712	1832
10.1.3	849	91,6	62	3,116	2303
10.2.3	939	160,7	71	2,718	2606

Tab. 3: Præsenterer måleresultater og aflæste vinkelværdier, samt tilhørende timing, punkt numre og billed numre. Resultaterne tilhører optagelserne for hastigheden 10 km/t.

Resultater fra 3 cyklusser med 12,5 km/t					
ID	Billednummer	Aflæst vinkel (grader)	Punkt nummer	Aflæst kapacitans (nF)	Timing (ms)
12.1.1	294	80,9	15	3,155	679
12.2.1	388	158,2	23	2,736	948
12.1.2	565	81,8	38	3,159	1453
12.2.2	659	151,4	46	2,739	1722
12.1.3	836	84,7	61	3,176	2227
12.2.3	918	155,2	68	2,737	2463

Tab. 4: Præsenterer måleresultater og aflæste vinkelværdier, samt tilhørende timing, punkt numre og billed numre. Resultaterne tilhører optagelserne for hastigheden 12,5 km/t.

Resultater fra 3 cyklusser med 15 km/t					
ID	Billednummer	Aflæst vinkel (grader)	Punkt nummer	Aflæst kapacitans (nF)	Timing (ms)
15.1.1	267	62,5	14	3,259	884
15.2.1	373	144,1	23	2,722	1187
15.1.2	514	67,7	35	3,229	1591
15.2.2	620	149,2	44	2,724	1894
15.1.3	774	63,6	57	3,252	2332
15.2.3	879	138,6	66	2,725	2635

Tab. 5: Præsenterer måleresultater og aflæste vinkelværdier, samt tilhørende timing, punkt numre og billednumre. Resultaterne tilhører optagelserne for hastigheden 15 km/t.

Der antages følgende:

- Den første aflæste kapacitans i måleserien med den højeste værdi, repræsenterer billedet fra videooptagelsen, hvor mindste vinkel aflæses (maks. fleksion).

Denne antagelse er sket på baggrund af, at sensoren med sikkerhed opnår den ønskede tøjning ved fuld fleksion, pga. monteringen til løbetightsene.

De resterende billednumre er beregnet ud fra ovenstående antagelse. Den efterfølgende afstand i timing mellem punktnumrene fra PP Sensor Software, danner baggrund for udregning af tiden i (ms) og hvor mange billeder højhastighedskameraet har taget i den tilsvarende periode **(1)**:

Antal billeder der rykkes frem =

*$\frac{\text{afstanden mellem punkt numre i (ms)}}{1000 \text{ ms}} * \text{kameraets opdateringshastighed} \rightarrow$*

$$\frac{x \text{ (ms)} - y \text{ (ms)}}{1000 \text{ ms}} * 350 \text{ fps} = \text{antal billeder der rykkes frem} \quad (1)$$

Da der tages udgangspunkt i at antagelsen om start er korrekt, vil de efterfølgende aflæsninger være påvirkelige i en grad svarende til den minimale synkronisering, der kan opstå, når måleudstyret arbejder med 30 Hz og kameraet 350 fps. I **(2)** beregnes afstanden mellem målingerne i (ms). Da kontrolboksen opdaterer sensor værdierne med 30 Hz, svarer dette til en afstand mellem opdateringerne på:

$$\text{Afstanden mellem opdateringer pr. sek. (ms)} = \frac{1000 \text{ ms}}{30 \text{ Hz}} = 33\frac{1}{3} \text{ ms} \quad (2)$$

Hvis dette er tilfældet kan det have indflydelse på korrektheden af den aflæste vinkel, da der kan være en forskydning svarende til beregningerne i **(3)**:

Antal forskudte billeder =

*$\frac{\text{afstanden mellem opdateringer pr. sek. (ms)}}{2 * 1000 \text{ ms}} * \text{kameraets opdateringshastighed} =$*

$$\frac{33\frac{1}{3} \text{ ms}}{2 * 1000 \text{ ms}} * 350 \text{ fps} = 5,83 \text{ billeder} \quad (3)$$

Selv med optagelser på 350 fps, kan en forskydning med 5,83 billeder have afgørende betydning for korrektheden. Der er gennem billedanalyse fundet frem til en betydning svarende til $\pm 9^\circ$ ved 10 km/t. Tages tilsvarende værdier for 15 km/t, bliver fejlmargen endnu større.

Da der tidligere er vist sammenhæng mellem vinkel og kapacitans, bør der for hver måling kunne vises en sammenhæng. Denne svarer til afstanden mellem størst og mindst aflæste vinkel i en cyklus delt med forskellen mellem højeste og laveste kapacitans fra PP Sensor Software registreringen, hvilket vises som eksempel for værdierne for 10 km/t i stykke **(4)**, 12,5 km/t i stykke **(5)** og 15 km/t i stykke **(6)**.

$$\text{Kapacitans ændring i nF pr. grader (10km/t)} = \frac{\text{maks.kapacitans} - \text{min.kapacitans}}{\text{maks.aflæst vinkel} - \text{min.aflæst vinkel}} = \frac{3,122 \text{ nF} - 2,709 \text{ nF}}{161,3^\circ - 93,7^\circ} = 0,0061 \text{ nF/grad} \quad (4)$$

$$\text{Kapacitans ændring i nF pr. grader (12,5km/t)} = \frac{\text{maks.kapacitans} - \text{min.kapacitans}}{\text{maks.aflæst vinkel} - \text{min.aflæst vinkel}} = \frac{3,176 \text{ nF} - 2,736 \text{ nF}}{158,2^\circ - 84,7^\circ} = 0,0069 \text{ nF/grad} \quad (5)$$

$$\text{Kapacitans ændring i nF pr. grader (15km/t)} = \frac{\text{maks.kapacitans} - \text{min.kapacitans}}{\text{maks.aflæst vinkel} - \text{min.aflæst vinkel}} = \frac{3,259 \text{ nF} - 2,722 \text{ nF}}{144,1^\circ - 62,5^\circ} = 0,0066 \text{ nF/grad} \quad (6)$$

Ved anvendelse af kapacitansændringer pr. grad undersøges pålideligheden af sammenhæng mellem aflæste vinkler og tilhørende kapacitans. I **(Tab. 3)**, **(Tab. 4)**, **(Tab. 5)** er værdierne præsenteret gennem beregninger i **(7)**, **(8)**, **(9)**, **(10)** som danner grundlag for **(Tab. 6)**, **(Tab. 7)**, hvor værdiernes accepterede varians præsenteres ved hensyntagen til beregningerne **(4)**, **(5)**, **(6)**.

$$\text{ID 10.1.1 vs. 10.1.2: } 3,122 \text{ nF} - 3,120 \text{ nF} = 0,002 \text{ nF} \quad (7)$$

$$\text{Varians i vinkel for ID 10.1.2} = \frac{0,002 \text{ nF}}{0,0061 \text{ nF/grad}} = 0,33^\circ \quad (8)$$

$$\text{Aflæst vinkel variansen for ID 10.1.1 vs. 10.1.2} = 93,7^\circ - 93,6^\circ = 0,1^\circ \quad (9)$$

$$\text{ID 10.1.2 er acceptabel da } 0,1^\circ + 9^\circ \geq 0,33^\circ \geq 0,1^\circ - 9^\circ \quad (10)$$

Resultater for flekteret knæ	
ID 10.1.1 vs. ID 10.1.2	$0,1^\circ + 9^\circ \geq 0,33^\circ \geq 0,1^\circ - 9^\circ$
ID 10.1.2 vs. ID 10.1.3	$2^\circ + 9^\circ \geq 0,656^\circ \geq 2^\circ - 9^\circ$
ID 10.1.1 vs. ID 10.1.3	$2,1^\circ + 9^\circ \geq 0,984^\circ \geq 2,1^\circ - 9^\circ$
ID 12.1.1 vs. ID 12.1.2	$-0,9^\circ + 9^\circ \geq -0,58^\circ \geq -0,9^\circ - 9^\circ$
ID 12.1.2 vs. ID 12.1.3	$-2,9^\circ + 9^\circ \geq -2,464^\circ \geq -2,9^\circ - 9^\circ$
ID 12.1.1 vs. ID 12.1.3	$-3,8^\circ + 9^\circ \geq -2,464^\circ \geq -3,8^\circ - 9^\circ$
ID 15.1.1 vs. ID 15.1.2	$-5,2^\circ + 9^\circ \geq 4,545^\circ \geq -5,2^\circ - 9^\circ$
ID 15.1.2 vs. ID 15.1.3	$4,1^\circ + 9^\circ \geq -3,485^\circ \geq 4,1^\circ - 9^\circ$
ID 15.1.1 vs. ID 15.1.3	$-1,1^\circ + 9^\circ \geq -1,061^\circ \geq -1,1^\circ - 9^\circ$

Tab. 6: Præsenterer resultaterne for flekteret knæ. Tekst markeret med fed betyder at udtrykket ikke befinder sig indenfor den ønskede fejlmargen, hvilket har indflydelse på pålideligheden af sensorudstyret.

Resultater for ekstenderet knæ	
ID 10.2.1 vs. ID 10.2.2	$-1^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,492^{\circ} \geq -1^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 10.2.2 vs. ID 10.2.3	$1,6^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,984^{\circ} \geq 1,6^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 10.2.1 vs. ID 10.2.3	$0,6^{\circ} + 9^{\circ} \geq -1,475^{\circ} \geq 0,6^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 12.2.1 vs. ID 12.2.2	$6,8^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,435^{\circ} \geq 6,8^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 12.2.2 vs. ID 12.2.3	$-3,8^{\circ} + 9^{\circ} \geq 0,290^{\circ} \geq -3,8^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 12.2.1 vs. ID 12.2.3	$3^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,145^{\circ} \geq 3^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 15.2.1 vs. ID 15.2.2	$-5,1^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,303^{\circ} \geq -5,1^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 15.2.2 vs. ID 15.2.3	$10,6^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,152^{\circ} \geq 10,6^{\circ} - 9^{\circ}$
ID 15.2.1 vs. ID 15.2.3	$5,5^{\circ} + 9^{\circ} \geq -0,455^{\circ} \geq 5,5^{\circ} - 9^{\circ}$

Tab. 7: Præsenterer resultaterne for ekstenderet knæ. Tekst markeret med fed betyder at udtrykket ikke befinder sig indenfor den ønskede fejlmargen, hvilket har indflydelse på pålideligheden af sensorudstyret.

Nedenstående tabel (**Tab. 8**) viser kapacitansændringen målt for testpersonen stående i afslappet tilstand (180°) før og efter hver løbetest.

	Kapacitans før (180°)	Kapacitans efter (180°)
10 km/t	2,67 nF	2,68 nF
12,5 km/t	2,66 nF	2,67 nF
15 km/t	2,67 nF	2,67 nF

Tab. 8: Viser kapacitansmålingerne af testpersonen i afslappet tilstand før og efter hver test

8.3. Diskussion

8.3.1. Goniometer

I forbindelse med den indledende måleserie (Serie 1) blev der konstateret et jackstik, som ikke var korrekt monteret. Derved målte serien markant højere kapacitans end de efterfølgende serier, som havde korrekt monteret jackstik. Heraf udledes, at det for sensorudstyrets kommunikation til kontrolboksen er af stor vigtighed at overveje en sikker og ukompliceret stikmontering.

Resultaterne for sammenhæng mellem goniometervinklerne og aflæsning af knævinkler ud fra tydelige knoglefremspring indikerer at der er en lineær sammenhæng. Dette medfører at der ligeledes bør være lineær sammenhæng mellem de aflæste knævinkler og kapacitans. Dette tilsvare de indledende undersøgelser af sammenhæng mellem stræk og kapacitans (**Jf. kap 6, fig. 4**), men vigtigheden heraf er stor, eftersom det betyder at sensoren er korrekt monteret i løbetightsene og virker efter hensigten i hele bevægeudslaget uden indflydelse af monteringen. Havde der i stedet været konstateret en ikke lineær kurve, ville det indikere ukorrekt montering eller påvirkning af sensoren som følge af friktion mod løbetightstekstilen. Selvom der på nuværende tidspunkt er vist anvendelighed af måleudstyret, kan der fortsat være komplikationer forbundet med videre praktiske undersøgelser. Kontrolboksen vil til en færdig prototype kræve ændringer i forhold til dimensionering, og der vil umiddelbart være sandsynlighed for at udstyret bliver udfordret, når bevægelseshastigheden øges.

8.3.2. Løbetest

Med udgangspunkt i **(3)**, hvor antal billeder, der kan varieres med mellem hver kapacitansmåling, er der aflæst en vinkelændring for videooptagelsen på det værst tænkelige scenarie, som svarer til fremsparket, hvor knæet ekstenderes. Her fremkommer en vinkelændring på $\pm 9^\circ$, hvilket er en vinkelændring der kun beskriver hastigheden 10 km/t, da øget løbehastighed gør vinkelændringen over tilsvarende antal billeder endnu større. Vinkelændringen repræsenterer en meget stor variansmulighed, da hele løbecykklussen er repræsenteret af en vinkelændring på ca. 100° . Afstanden mellem kapacitansændringer fra punkt til punkt svarer til 33,33 ms **(2)**, viser måleudstyrets unøjagtighed, hvis kapacitans ændringen mellem to punkter omregnes til en vinkelændring. Den maksimale vinkelændring på 24° over 33,33 ms, svarer til aflæst kapacitans omregnede vinkel $\pm 12^\circ$, som overstiger den aflæste vinkelændring. Således vil det være af større vigtighed at få opdateret software, således at der kan måles med bedre opdateringshastighed, da den videoaflæste vinkelændring på $\pm 9^\circ$ ligeledes udspringer fra kapacitansmålingernes punktafstand. Ved gennemgang af tabellerne **(Tab. 6)**, **(Tab. 7)**, ses aflæste og beregnede vinkler for den laveste hastighed (10 km/t), som til dels er overensstemmende ($0,2^\circ$ til $2,1^\circ$). Ved mellem hastigheden (12,5 km/t) er variationen mellem aflæst og beregnet vinkel ($0,3^\circ$ til $7,2^\circ$), mens der for høj hastighed (15 km/t) opstår en del mere variation (0° til $10,8^\circ$). Således anses dataopsamlingen umiddelbart for mindre pålidelig ved højere hastigheder.

Hældningskoefficienterne **(4)**, **(5)**, **(6)** for de forskellige hastigheder, som giver en variation på $0,0065 \pm 0,0004$, svarende til en vinkelændring på $\pm 1,5^\circ$ afspejler de i goniometertesten udførte målinger **(Jf. kap. 8.2.1)**. Ved praktisk fremtidigt brug, bør sensorens kapacitans til vinkelomregning foretages med den samme hældningskoefficient. Imidlertid benytter nærværende rapport de individuelt udregnede hældningskoefficienter for at opnå bedst mulig korrekthed til påvisning af sensorpålideligheden, da de enkelte løbehastigheder ikke er optaget synkront identisk.

Da der gennem databehandling kan konstateres mangel på sammenhæng mellem laveste værdi af kapacitans og tilsvarende billednummer med mest ekstenderede knævinkel, blev der forsøgt anvendt en anden synkroniseringstilgang. Denne tilgang undersøgte hvorvidt det giver mening at forsøge synkronisering gennem anvendelse af flere markante knævinkelpositioner over en løbecyklus, og derved rykke billed nummer fra video sekvensen frem eller tilbage. Det viste sig umuligt at skabe overensstemmelse mellem både maks. ekstenderet og maks. flekteret positionerne, hvorved flere uoverensstemmelser mellem data opstod end ved anvendelse af antagelsen omkring startbilledet med maks. flekteret knæposition. I forlængelse heraf skal det nævnes at knæet midtvejs i skridtcykklussen, hvor hoftevinklen mindskes, holder en maksimal knæfleksion over en længere periode, end knæets maksimale ekstensions periode lige før fodisæt. Således fremstår betydningen for manglende kapacitansmålepunkter mindre ved fleksion, da en forskydning af højeste kapacitans kontra faktiske maksimale

fleksion i løbecyklussen er svært observerbar. Omvendt er en forskydning af kapacitans kontra maksimal ekstension langt mindre tilgivende, fordi vinkelændringerne omkring maksimal ekstensionsvinkel er højere, hvorved variationen i kapacitansmålingerne bliver for stor.

8.3.2.1. Synkronisering og detektion

Da måleudstyret fra PP er laboratorieudstyr til enkeltpunktsmålinger og langsom bevægelsesregistrering, er softwaren programmeret til 8 Hz sampling, hvilket betyder udfordringer for målinger under løb, som sker ved høje hastigheder. Selv efter opdatering af softwaren til 30 Hz er der en del udfordringer med at beskrive en reel løbecyklus i alle sine nuancer. En yderligere opdatering af kontrolboksens samplingsfrekvens, kræver indsigt i kontrolboksens hardware og et omfattende programmeringsarbejde. En kontaktperson fra PP's afdeling for software udviklingen til styring af kontrolboksen oplyste, at en yderligere opdatering vil kræve stor programmeringserfaring, fordi konstruktionen i kontrolboksen er yderst kompleks, samt ændringer i anden persons software kodning er temmelig besværlig. Desuden vil en yderligere ændring få indflydelse på frekvensområdet, opdateringshastigheder, kanaler til rådighed og målepunkter der frasorteres (ladetidens stige og faldetider), hvorfor eventuelle komponentudskiftninger kan blive nødvendige, for at kunne eksekvere de ønskede definitioner. Nærværende rapports samplingsfrekvens stiller to væsentligere udfordringer, detektion af absolutte minimum og maksimum værdier, samt synkroniseringsproblemer.

I forbindelse med detektion af absolutte minimum og maksimum værdier i kapacitans, stiller kontrolboksen og softwaren på nuværende tidspunkt en begrænsning, da opdateringsfrekvensen på 30 Hz er utilstrækkelig til at give et fyldestgørende billede af kapacitans værdier til ethvert ønsket tidspunkt. Selv med anvendelse af interpolation vil billedet blive fejlagtigt, da afstanden mellem kapacitans værdierne i nF er tilstrækkelig små til at det mellem to nuværende værdier ikke er muligt at afgøre om den mellemliggende ville være højere eller lavere end den foranliggende værdi, hvorved et nyt absolut minimum eller maksimum kan opstå. Netop derfor vil det for nøjagtigheden af resultaterne være nødvendigt at opnå bedre opdateringshastigheder på PP sensor kontrolboksen og PP Sensor Software. Først herefter vil det være muligt at finde samtlige værdier og foretage en egentlig synkronisering.

Synkronisering skal forstås således at ved optagelse med to enheder (en kontrolboks og et digitalkamera), som arbejder med henholdsvis en samplingsfrekvens på 30 Hz og 350 fps, vil det være nødvendigt at kunne synkronisere dataopsamlingen. Da kameraets tidsvandmærke og PP kontrolboksen med dertilhørende software ikke samler med identisk tid, vil det indtil der opsamles data med en tilstrækkelig høj frekvens, ikke være muligt at registrere om det enkelte billede (frame) af en løber netop beskrives af en

enkelt værdi fra PP Sensor Software indsamlingen, eller om der er tale om en værdi placeret mellem to målepunkter. Desuden anvender softwaren i forvejen en omregning af stige og faldetider for ladning og afladning af kondensatoren, samt en middelværdi af de beregnede stige og faldetider afhængig af opdateringshastigheden. Udstyret anvender 48000 målinger af volt i sekundet, som danner grundlag for den efterfølgende kapacitans beregning, som anvendes til beregning af de lagrede middelværdier, som er lagret med 30 Hz. Synkroniseringsproblematikken kan muligvis løses ved anvendelse af højere opdaterings frekvens, da dette vil lette lokaliseringen af de lokale maks. Og min. kapacitans målinger.

8.3.2.2. Afstand til markører

Under testningen af sensorintegreringen i løbetights, blev kapacitans målt før og efter hvert løb. Målingerne i kapacitans varierer fra 2,66 nF til 2,68 nF (**Tab. 8**) til trods for, at der ikke blev observeret ændringer i markeringerne af tydelige knoglefremspring. En sådan variation kan reelt forårsage, hvis variationen overføres til (**Fig. 1**) vinkelændringer på op mod 3°. Et muligt modtræk til dette var at fastgøre løbetightsene i enderne ved hhv. taljen og fødderne, hvilket fortsat viste sig utilstrækkeligt. Sammenlignes kapacitans variationen med (**Jf. kap 6, fig. 3**) ses, at løbetightsene, over sensorområdet, har ændret sig i længderetningen med ca. 5 mm. Derfor kan det være fordelagtigt, at tilføje fastgørelsesområder i form af gummibåndsindlæg, som sys på indersiden af tightsene, således friktionen mellem hud og løbetights øges ved sensorernes monteringsområder. Da afstanden mellem fastgørelsesområderne af løbetightsene er tilstrækkelig stor, til at længdeændringen ikke resulterer i forskydninger af markørerne for tydelige knoglefremspring.

Såvel længdeændringen som vinkelændringerne er baseret på estimer, fordi softwaren fra PP kun tillader visning med to decimaler, mens den eksporterede data indeholder tre decimaler. Alligevel vurderer nærværende rapport, at usikkerheden er for stor til at en integrering af sensorer ikke umiddelbart kan initieres, fordi vinkelændringerne kan opnå for stor variation under løbet. Hertil kommer, at løbetightsenes tilpasning til testpersonen er udført under kontrollerede og individuelt tilpassede forhold, hvilket en køber af produktet sandsynligvis ikke vil vægte i ligeså høj grad, hvorved måleusikkerheden sandsynligvis vil blive øget. I forbindelse med sensorernes aflæste kapacitansværdier, kan overvejes at anvende en mindre sensorlængde (PP 10 cm sensor), således at kapacitans og vinkelforholdet findes i et større område. Herved bliver alle vinkelændringer tydeliggjort ved en klarere kapacitansændring. Det uhensigtsmæssige i denne fremgangsmåde vil være, at sensorens stræk ved løb (6,5 cm) samt sensorens initierende stræk ved montering, bidrager til reduceret levetid, eftersom det udgør en større procentdel af det strækbare

område på 10 cm. Således bør sensorerne efterudvikles, således at de er mindre følsomme for stræk i nærheden af 100 %.

8.3.3. Kritikpunkter

Den manglende synkronisering mellem de to måleenheder giver anledning til unøjagtigheder i forbindelse med besvarelse af rapportens problemstilling. Hvis en korrekt synkronisering var opnået, ville det været muligt, at identificere præcise sammenfaldende målinger, og muligvis påvise en tilstrækkelig pålidelighed af sensoren under løb. Et yderligere problem forbundet med den manglende synkronisering er rapportens anvendelse af hældningskoefficienten. Hældningskoefficienten er fundet ud fra sammenhæng mellem kapacitans og vinkel for hver hastighed testet i rapporten. Hældningskoefficienten varierer fra hastighed til hastighed, men bør ved praktisk brug kunne findes inden løb, ved to punkts kalibrering af f.eks. 180° og 90°. Synkroniseringen eller mangel på samme afføder problematikken med anvendelse af ens hældningskoefficient, fordi den nøjagtige forskydning af kapacitans og faktisk vinkel normalisering mellem hastighederne er ukendt. Som følge heraf vil hældningskoefficienten ikke kunne blive identisk til alle tre hastigheder.

Et andet kritikpunkt er sensorsoftwarens manglende opdateringsfrekvens. Uden en tilstrækkelig høj opdateringsfrekvens er det ikke muligt at komme nærmere sensorens validitet i forhold til faktiske vinkelændringer ved hurtige bevægelser, fordi afstanden mellem samplingspunkter af det analoge signal er for stor.

Motion Capture anses for værende "den gyldne standard" indenfor bevægelses analyse, og på trods af at nærværende rapport anvendte et højhastighedskamera, er nøjagtigheden af hver vinkelmåling, beregnet ved efterfølgende billedanalyse varierende med $\pm 0,5^\circ$. I nærværende rapport undermineres vinkelændringsfaktoren på grund af den manglende samplingsfrekvens i sensorsoftwaren, men det kan ikke afvises, at ved tilstrækkelig høj samplingsfrekvens af sensorsoftwaren, har rapportens analysemetode af den faktiske vinkel en bedre sammenhæng. Ligeledes er følsomheden af sensoren overfor tøjning høj, og selvom knæet anses for værende et hængselled, kan det ikke afvises, at der sker vinkelændringer af knæet i mere end et plan. En sådan opførsel vil ikke opdages med højhastighedskameraet, idet dette kun observerer ændringer i sagittalplanet.

8.4. Konklusion

De indledende eksperimentelle undersøgelser har vist sensorens mulige potentiale til anvendelse i højhastighedsaktiviten løb. Sensoren er modstandsdygtig overfor drivning i

en periode svarende til en gennemsnitlig løbers maksimale løbedistance. Ligeledes har sensoren vist sig ikke påvirkelig af eventuelle deformationshastighedsændringer forekommende under løb, som følge af ændring i løbehastigheden.

Sensorens kapacitanssignal er påvist lineært med vinkelændringerne i knæet, der kan forekomme under løb. Hældningskoefficienten varierer afhængig af dagen, og det er derfor nødvendigt med kalibrering inden anvendelse. Den lineære sammenhæng mellem kapacitans og knævinkel muliggør at brugeren ved praktisk anvendelse kan foretage kalibrering ud fra 2 punkter.

Ved eksperimentelle undersøgelser af sensoren under praktiske forhold, viste samplingshastigheden af sensorens analoge signal på 30 Hz sig af hindrende betydning. Det er ikke muligt med tilstrækkelig sikkerhed at påvise eller afvise sensorens pålidelighed eller validitet under løb, da en varians på $\pm 9^\circ$ giver for stor usikkerhed. Således er det i nærværende speciale ikke muligt, at integrere PP's DEAP-teknologi pålideligt og validt i et par løbetights henover knæet. Som følge heraf er det ikke muligt at anvende data til yderligere viden om knæets bevægelser i forbindelse med løb. Imidlertid danner undersøgelserne grundlag for mulige justeringer af prototypen og videre anvendelse af integrerings idéen, samt efterudvikling af PP Sensor Software i samarbejde med PP.

9. Perspektivering

Denne rapport har undersøgt anvendeligheden af PP sensormateriale under løb. Testningen er sket på baggrund af rapportens formål og afgrænsning.

På baggrund af nærværende rapportens testning af sensoren, efterlades et overordnet indtryk af at sensorens mulige anvendelighed under løb kan realiseres i fremtiden.

Rapporten har indledningsvist undersøgt sensorens anvendelighed, ved at udsætte denne for initierende tests, som sensoren minimum skal opfylde for at kunne fungere under praktisk løb. Efterfølgende blev sensoren implementeret i et par løbetights og anvendeligheden af sensoren i forbindelse med løb, blev testet på løbebånd ved tre forskellige hastigheder. Rapportens resultater viser sig særdeles afhængige af den antagne normaliseringsværdi, og pålideligheden af sensoren er således korrekt indenfor et område af $\pm 9^\circ$ på grund af samplingsfrekvensen af sensoren. Sensorens pålidelighed bør derfor undersøges nærmere indenfor de $\pm 9^\circ$, idet sensorpålideligheden ikke matcher allerede eksisterende produkter som fodsensoren's og GPS's pålidelighed. Fremtidige undersøgelser med forbedret opdateringshastigheder, bør kunne gennemføres uden gennemgribende ændringer i forsøgsopstillinger eller nuværende løbetight prototype.

Et funktionelt problem i forbindelse med sensorens integrering i løbetights er friktion mellem sensor og hosliggende tekstil. Sensorens overflade er let klæbrig og som konsekvens heraf, skabes der friktion. Ved integrering af sensoren, blev det forsøgt at finde en type lommetekstil, der skabte lidt eller ingen friktion med sensoren, men testningen af sensoren under løb, afslørede friktionsmærker på sensoren efter få timers testning. Friktionen mellem sensor og hosliggende tekstil synes ikke at have påvirket resultaterne i rapporten, men da disse ikke matcher den ønskede pålidelighed, kan friktionen ikke afvises at have influeret på dette. Fremtidige overvejelser bør inkludere friktionsreducering for dermed at opnå mindre slid på sensoren, hvis idéen om masse produktion skal realiseres.

Resultaterne i rapporten har påvist, at ændringer i løbetightsenes placering i forhold til underekstremiteterne medfører ændringer på kapacitans målingens andendecimalen. En ændring i andendecimalen vil som følge af sensorens følsomhed, forbindes med en betydelig vinkelændring, som det fremgår af hældningstallet på $0,0065 \pm 0,0004$ nF/grad. Sensorens følsomhed skyldes, at den lave tøjning af sensoren i forbindelse med fuld vinkelbevægelse af knæet, forårsager variationer i kapacitansniveauet indenfor et lille område. Derfor bør muligheden for kortere sensorer overvejes, samt optimering af forskydningen i monteringsområderne.

Litteraturliste

A. Tognetti, R. B. (2007). Body segment position reconstruction and posture classification by smart textiles. *The Institute of Measurement and Control* , s. 215-253.

Apple. (u.d.). Hentede 20. 2 2013 fra <http://store.apple.com/dk/product/MA365ZM/F/nike-ipod-sport-kit?fnode=4a>

Bar-Cohen, Y. (u.d.). *Artificial Muscles using Electroactive Polymers (EAP): Capabilities, Challenges and Potential*. Hentet fra <http://ndeaa.jpl.nasa.gov>

Bryan C. Heiderscheit, E. S. (2011). Effects of Step Rate Manipulation on Joint Mechanics during running. *Med Sci Sports Exerc.* , s. 296-302.

Comon.dk. (u.d.). Hentede 9. 3 2013 fra <http://www.comon.dk/art/127546/saadan-naaede-endomondo-ny-milepael>

Copenhagenmarathon.dk. (u.d.). Hentede 10. 2 2013 fra <http://copenhagenmarathon.dk.server18813852170.internet-server.dk/wp-content/uploads/stat-1980-dansk.pdf>

Danfoss PolyPower, A. (u.d.). *PolyPower*. Hentede 10. maj 2013 fra http://www.polypower.com/NR/rdonlyres/9007A04F-CA92-4063-B357-14FCF781736F/0/094F01260129_Stretch_Sensor_Data_Sheet.pdf

Danfoss PolyPower, A. (u.d.). *PolyPower A/S*. Hentet fra <http://www.polypower.com/NR/rdonlyres/EA4ABC7E-702C-4758-83D5-95D7670BD7A6/0/Sensor.pdf>

Danfoss PolyPower, A. (2012). *PolyPower DEAP material* . Danfoss PolyPower.

Danfoss PolyPower, A. (u.d.). *PolyPower.com*. Hentede 13. 5 2013 fra <http://www.polypower.com/products/Order+samples/>

DGI. (u.d.). Hentede 7. 3 2013 fra <http://www.dgi.dk/omdgi/fakta%20og%20tal/medlemstal.aspx>

DGI. (u.d.). Hentede 20. 2 2013 fra [http://www.dgi.dk/udover/idraetsmaerket/nyheder/teknologi_motiverer_til_motion_\[a15815\].aspx](http://www.dgi.dk/udover/idraetsmaerket/nyheder/teknologi_motiverer_til_motion_[a15815].aspx)

Endomondo.com. (u.d.). Hentede 14. 4 2013 fra <http://www.Endomondo.com/routes/>

Endomondo.com. (u.d.). Hentede 9. 3 2013 fra <http://blog.endomondo.com/2012/06/26/popular-endomondo-sports-tracker-mobile-app-hits-10-million-user-milestone-and-320-million-miles-logged/>

Federico Carpi, D. D.-L. (2008). *Dielectric Elastomers as Electromechanical Transducers*. Elsevier.

Federico Carpi, E. S. (2009). *Biomedical Applications of Electroactive Polymer Actuators*. Wiley.

Garmin.com. (u.d.). Hentede 6. 2 2013 fra <https://buy.garmin.com/shop/shop.do?pid=15516&ra=true>

Gregory R. Waryasz, A. Y. (Juni 2008). Patellofemoral pain syndrome (PFPS): a systematic review of anatomy and potential risk factors. *Dynamic Medicine* , s. 1-14.

Idan. (u.d.). *Idan.dk*. Hentede 24. 2 2013 fra Sport og teknologi en evig balance FINAL.pdf: <http://www.google.dk/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&frm=1&source=web&cd=1&ved=0CC0QFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.idan.dk%2F%2Fmedia%2FPdfWord%2FPdf2008%2FSport%2520og%2520teknologi%2520%2520en%2520evig%2520balance%2520FINAL.pdf&ei=UTSbUe-WC4rFPYmrgZAB&usg=AFQ>

Idan.dk. (u.d.). Hentede 7. 3 2013 fra <http://www.idan.dk/da/Nyheder/a028medlemstal.aspx>

James M. Gere, B. J. (2008). *Mechanics of Materials*. CL Engineering.

Jeremy Allen, B. B. (2007). *Garmin*. Garmin.

Joseph Mizrahi, O. V. (2000). Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Elsevier* , s. 139-151.

Løberen.dk. (u.d.). Hentede 12. 4 2013 fra <http://www.loberen.dk/puls-og-gps-ure/garmin-fenix-performer-bundle/produkt/-/61990>

Marathonsport. (u.d.). Hentede 6. 2 2013 fra <http://www.marathonsport.dk/nyheder/nyheder/fodsensorer-og-deres-noejagtighed>

Ohmatex.dk. (u.d.). Hentede 11. 04 2013 fra http://www.ohmatex.dk/index_dk.php

PolyPower.dk. (u.d.). Hentede 14. 2 2013 fra <http://www.polypower.com/products/sensors/cases+collection/Wireless+golf+training+sensor.htm>

Pulsure.dk. (u.d.). Hentede 12. 04 2013 fra <http://www.pulsure.dk/shop/pulsure/loeb/garmin+forerunner+70+running+pack.html>

Pulsure.dk. (u.d.). Hentede 10. 3 2013 fra <http://www.pulsure.dk/shop/pulsure/fitness+%26+motion/sigma+classic.html>

Pulsure.dk. (u.d.). Hentede 10. 2 2013 fra http://www.pulsure.dk/shop/pulsure/tilbehoer/o_synce/macro+2sx+cad.html

Pulsure.dk. (u.d.). Hentede 10. 2 2013 fra <http://www.pulsure.dk/shop/pulsure/tilbehoer>

Pulsure.dk. (u.d.). Hentede 13. 2 2013 fra <http://www.pulsure.dk/shop/pulsure/tilbehoer/polar/polar+s3%2b+foot+pod.html>

Schmid, S. K. (2009). *Manufacturing Engineering and Technology(6th Edition)*. Prentice Hall.

Simon L. Kappel, M. S. (2012). A Novel Method for Measuring In-Shoe Navicular Drop during Gait. *Sensors* , s. 11697-11711.

Wikipedia. (u.d.). Hentede 6. 2 2013 fra <http://en.wikipedia.org/wiki/Accelerometer>

William D. McArdle, F. I. (2007). *Exercise Physiology*. Lippincott Williams & Wilkins.

www.e-handelsfagskolen.dk. (u.d.). Hentede 3. 9 2013 fra <http://www.e-handelsfagskolen.dk/sportsite/kunde2/butikregn.htm>

www.runnersworld.com. (u.d.). Hentede 17. 05 2013 fra <http://www.runnersworld.com/health/big-7-body-breakdowns?page=single>

Appendiks

A. Levetid:

I nærværende rapport vil det være interessant at foretage et estimat/overslag på levetiden af sensormaterialet på grund af to faktorer: Produktet købes som færdigproduceret hyldevare fra PP, som har udviklet og godkendt sensorerne, hvoraf følger, at produktspecifikationer må accepteres med mindre der skal tilføres udviklingstid og omkostninger. Den anden faktor er, at sensormaterialet udsættes for mange cyklusser under løb.

PP har testet deres silikone eksklusiv det elektrisk ledende materiale, og efter 10 millioner cyklusser blev testen stoppet, da der ikke var tegn på forandring i materialet. Herefter gennemførte PP ligeledes en stræktest med en forlængelse på 50 % af sensoren, hvorved PP med sikkerhed kunne gennemføre, hvad de kalder "a few million samples". En kontaktperson hos PP har efterfølgende estimeret "a few million samples" til ca. 4-5 millioner cyklusser. Antallet af cyklusser er ikke ensbetydende med at produktet ikke virker længere, men et simpelt spørgsmål om en sikkerhedsfaktor, som PP ønsker overholdt af hensyn til produktkvaliteten. Efter 4-5mio cyklusser har det tynde filmlag (sølvlaget) taget skade i en grad, som på sigt vil skabe usikkerhed om kapacitans resultatet ved brug over 5 mio. cyklusser.

Ved beregning af betydning for løberen, som anvender sensoren, præsenteres her en levetidsberegning, som er baseret på "værste scenarie". Derfor tages der udgangspunkt i kontaktpersonens laveste antal nævnte cyklusser som materialet med sikkerhed kan klare.

Under antagelse af at et gennemsnit skridt er 1.34 m (William D. McArdle, 2007), vil sensoren holde til en tilbagelagt distance på:

$$\frac{(\text{Skridtlængde} \cdot \text{antal cyklusser})}{1000} = \text{Distance i km} = \frac{(1.34 \cdot 4 \cdot 10^6)}{1000} = 5360 \text{ km} \quad (1)$$

En gennemsnitlig træningsmængde for en entusiastisk løber er 3-4 løbeture pr. uge med distancer mellem 5 og 15 km (Endomondo.com). Heraf beregnes det ugentlige kilometerforbrug:

$$\text{Løbeture pr. uge} \cdot \text{distance pr. løbetur} = \text{Distance pr. uge} = 4 \cdot 15 = 60 \text{ km pr. uge} \quad (2)$$

Af (1) og (2) følger at sensorernes levetid i uger som minimum er:

$$\text{Levetid i uger} = \frac{\text{Lign 1}}{\text{Lign 2}} = \frac{5360 \text{ km}}{60 \text{ km/uge}} = 89 \text{ uger} \quad (3)$$

Det vil være væsentligt for produktet at kunne holde til mere end 89 ugers brug, da dette anses for utilstrækkeligt på et marked, hvor der som minimum ydes to års garanti. Det maksimale stræk, som sensormaterialet udsættes for fremgår (Jf. kap. 6.2.1), hvor indledende målinger af distanceforskellen mellem et punkt på låret og et punkt på

skinnebenet før og efter fuld knæfleksion blev aflæst til 6,5 cm stræk. Da sensormaterialet er 20 cm langt, udgør 6,5 cm 32,5 % af længden. Således kommer strækket ikke i nærheden af de 50 %, som PP har anvendt i den før omtalte test. Derfor forventes sensormaterialet at holde til flere cyklusser end de af PP's før antagne. Ydermere er levetidsanalysen baseret på "værste scenarie" i antal cyklusser og en ukendt sikkerhedsfaktor. Nøjagtigheden af levetidsberegningen er derfor et meget konservativt bud, og materialets levetid vil sandsynligvis overstige nærværende rapport's beregning. Omvendt, er det uklart med hvilke hastigheder cyklusserne foretages, og hastighederne er sandsynligvis ikke tilsvarende hastighedsændringerne under løb, hvilket også vil have indflydelse på resultatet (James M. Gere, 2008). En yderligere levetidsanalyse bør derfor foretages hvor, som minimum, materialets forlængelse på 32,5 % testes, således et mere korrekt estimat for levetiden af sensorerne under brug kan estimeres.

B. Skridtlængde og skridt frekvens

En af positioneringsegenskaberne i forhold til integreringen af sensorer i løbetights er, at de kan være med til at beregne skridtlængden og frekvensen for derigennem at beregne hastigheden. Hastighed og distance er to meget vigtige parametre for løbere, og derfor er nødvendigheden af de to egenskaber essentiel, hvis produktet skal konkurrere med GPS og fod sensorer. Hvis ikke hastighed og distance kan beregnes, vil produktet sandsynligvis blive set som et supplerende produkt til løbere i stedet for at konkurrere på lige fod med GPS og fod sensorer. En matematisk metode til at løse problemet er at anvende størrelser og hastighedsvinkler fra ankel, knæ og hofte til vektor projicering og beregning af kasteparabel. Følgende afsnit tager udgangspunkt i et 1D eksempel.

Antagelser:

- Torso er altid vinkelret på et horisontalt underlag.
- Luftmodstand har ingen indflydelse på løberen.
- Landingssted og afsætstidspunkt kan lokaliseres af det færdigudviklede produkt.

På **(Fig.1)** ses en løber, der har sensorer påsat anteriort og posteriort på hofte og ankel, samt en sensor anteriort på knæet. For at løse problemet er det, udover størrelser og hastighedsændringer, nødvendigt at kende sensorernes hosliggende segmentlængder, hvilket er markeret med sort. Sensorerne er også påsat det forreste ben, men for simplificeringens skyld er de undladt på **(Fig. 1)**.

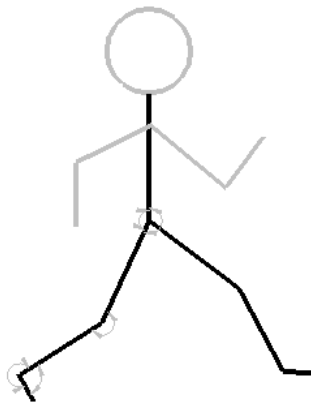


Fig. 1: Viser placeringen af sensorerne for det bagerste ben hos en løber. De sorte segmenter på figuren skal kendes for at de efterfølgende beregninger kan laves. De grå segmenter er ikke relevante for beregning af skridtlængde og frekvens, men er påtegnet for at give et mere realistisk tegning af løberen.

Når segmentlængderne og vinkelstørrelserne fra afsætsbenet er kendt, udregnes hoftens position relativt til afsætsfoden **(Fig. 2A)** i hhv. højde og længderetningen **(1), (2)**:

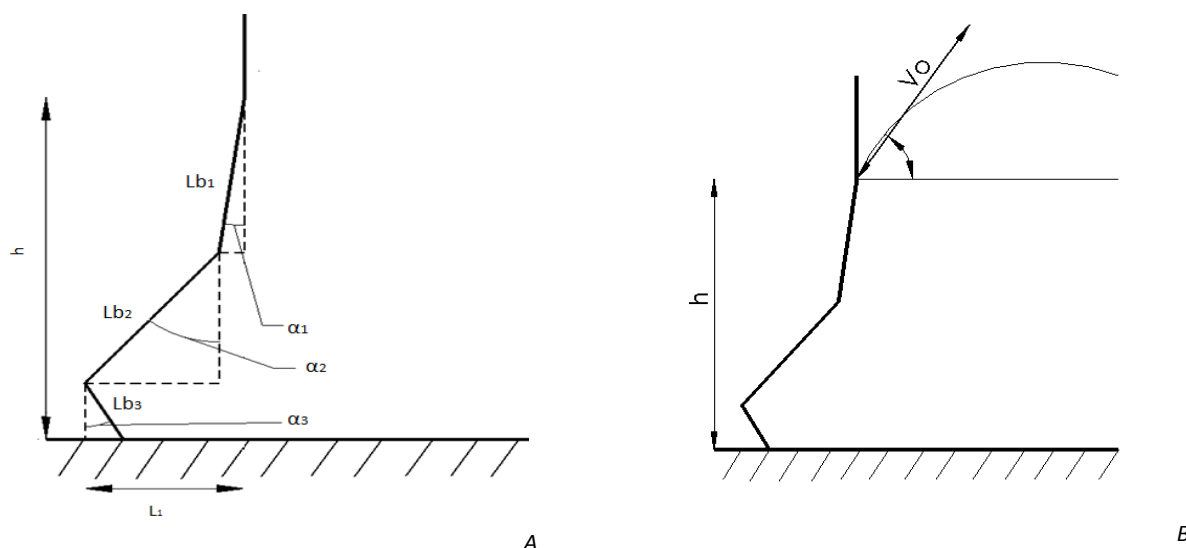


Fig. 2: A illustrerer hvorledes længden og højden af hoftens relative position i forhold til foden findes. B viser kasteparablen ud fra størrelse og hastighedsændringer i ankel, fod og hofte fra afsætsbenet.

$$h = (Lb_1 * \sin(\alpha_1)) + (Lb_2 * \sin(\alpha_2)) + (Lb_3 * \sin(\alpha_3)) \quad (1)$$

$$L_1 = (Lb_1 * \cos(\alpha_1)) + (Lb_2 * \cos(\alpha_2)) - (Lb_3 * \cos(\alpha_3)) \quad (2)$$

Når hoftens position i afsætningsøjeblikket er kendt beregnes svævekurvens affyringsvinkel og affyringshastighed (**Fig. 2B**). Hoftens ses anvendelig, fordi dens hastighedsændring under svævefasen er minimal. Til beregningen af affyringshastigheden deles V_0 op i x,y komponenter og den tilbagelagte afstand mellem to valgte punkter i hhv. højde og længderetningen (1), (2) divideres med tiden. Affyringsvinklen findes ved ligeledes at opdele V_0 i x,y komponenter (3) hvorefter affyringsvinklen udledes, da sinus til vinklen er lig hypotenusen over den modstående katete (4):

$$\vec{v_0} = \begin{pmatrix} v_0 * \cos(\alpha) \\ v_0 * \sin(\alpha) \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$\sin(\alpha) = \frac{v_0 * \sin(\alpha)}{\vec{v_0}} \rightarrow \alpha = \sin^{-1} \left(\frac{v_0 * \sin(\alpha)}{\vec{v_0}} \right) \quad (4)$$

Herefter omregnes hoftens svævebane fra længde til tid (**Fig. 3**), da tiden fra fodafsæt til fodisæt viser hvor langt hofte har bevæget sig henover kurven. Krydset i (**Fig. 3**) et eksempel, som viser hvor langt hofte svæver i svævefasen.

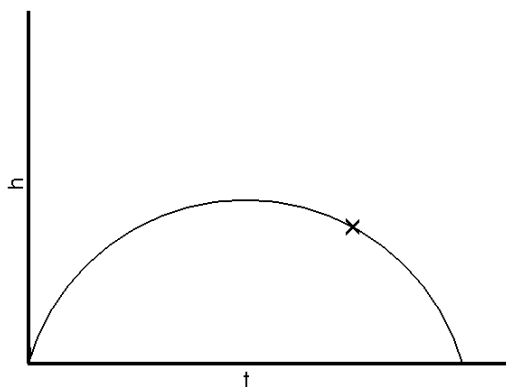


Fig.3: viser en kasteparabel med højde og tid som akser. Krydset illustrerer et eksempel på hoftens position, når isætsfoden rammer underlaget.

Ved at omskrive **(3)** kan hoftens position i længde- **(5)** og højderetningen **(6)** findes som funktion af tiden. Højderetningen tager højde for Galileis faldlov:

$$v_x = v_0 * \cos(\alpha) \rightarrow x = v_0 * \cos(\alpha) * t * x_0 \quad (5)$$

$$v_y = v_0 * \sin(\alpha) \rightarrow y = -\frac{1}{2} * g * t^2 + v_0 * \sin(\alpha) * t + y_0 \quad (6)$$

Når punktet er kendt, skal segmentlængderne og vinklerne fra landingsbenet bruges til at beregne positionen af foden relativt til hoften hvorefter længderne summeres op og skridtlængden kendes (**Fig. 4A**). Fremgangsmåden til at finde L3, er den samme som **(2)**. Afhængig af hoftens svævefase position og den efterfølgende positionering af fodisættet kan hældningen af underlaget udledes (**Fig. 4B**).

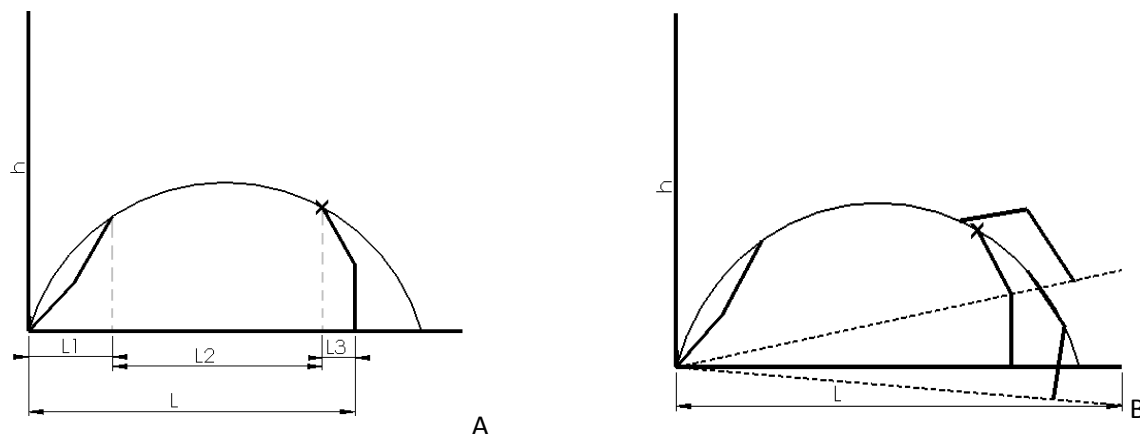


Fig. 4: A viser den samlede længde af et skridt. B viser hvordan underlaget kan udledes ud fra forskellige vinkler i under ekstremiteterne og hoftens position på svævekurven.

Kendes skridtlængden kan hastigheden findes, og produktet er således i stand til at konkurrere på lige fod med GPS og fod sensorer på hastigheds og distanceparametrene.

C. Miljøforhold

Hvis produktet skal sælges til et bredt marked af præstationsbevidste brugere, skal produktet fungere under varierende vejrforhold. Da det ellers vil ende som et nicheprodukt begrænset til et fåtal af løbere med interesse for præstationsforbedring, som vil betale en høj pris for et produkt, også selvom det kun fungerer under optimale vejrforhold.

C1. Temperatur

Temperaturen har indflydelse på materialers evne til deformation. Derfor er det nødvendigt at produktet kan fungere under temperaturer som en almindelig løber oplever. Sensorerne vil ikke alene udsættes for en konstant radiation fra omgivelserne under løb, men også kroppens afgivelse af varme i form af konvektion og radiation. Dette kan medføre temperaturændringer i sensormaterialet under løb. Ændres stivheden i materialet, vil dette medføre en fejlmargen i outputs korrelationen med vinklen. PP har påvist (**Fig. 1**) at Elasticitetsmodulet varierer i området 1,0 – 1,15 MPa, svarende til $1,075 \pm 0,075$ MPa en variation på $\pm 7\%$.

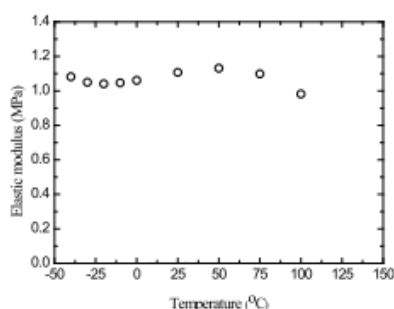


Fig. 1: Viser Elasticitetsmodulet for elastomere brugt i sensormaterialet ved forskellige temperaturer (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material, 2012).

Temperaturændringer kan også have indflydelse på det dielektriske materials relative permittivitet, fordi temperaturforskellen kan ændre varmen (Joule). Varmen er energi som overføres fra et legeme til et andet ved termiske vekselvirkninger, og som det fremgår af **(1)** indgår joule i udregningen af farad, hvor F er farad, C er coulomb, V er volt og J er joule:

$$F = \frac{C}{V} = \frac{C^2}{J} \quad (1)$$

På (**Fig. 2**) har PP påvist at den dielektriske konstant varierer fra 2,7 til 3,4 i temperaturområdet mellem -50 og 100 grader.

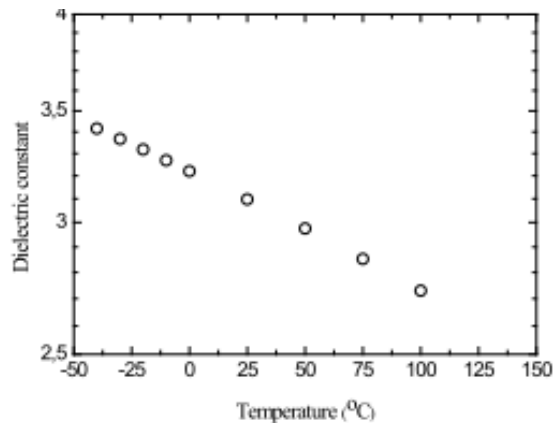


Fig. 2: Viser den dielektriske konstant i materialet (relativ permittivitet) ved forskellige temperaturer (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material , 2012) .

Ved anvendelse af værdier for den dielektriske konstant i et arbejdsområde 0^o-30^o, hvilket vil være et typisk dansk temperaturspænd, ændrer konstanten sig fra ca. 3,2 til 3. Denne ændring svarer til et hældningstal på **(2)** og har størrelsen taget i betragtning ingen betydning for nærværende studies undersøgelser, som i øvrigt foretages under kontrollerede forhold ved ca. 20^o.

$$\text{Hældningstal for den dielektriske konstant} = \frac{3,2-3,0}{30^{\circ}} = 0,00667 \quad (2)$$

C2. Fugtighed

De dielektriske egenskaber af filmene imellem elektroderne kan ændres ved absorbering af væske, og derigennem muliggøres ændringer i kapacitans outputtet. Silikone absorberer væske hurtigere end andre polymerer, og derfor har PP vist differencen i absorberingshastigheden i henholdsvis silikone og Epoxy **(Fig. 3)**.

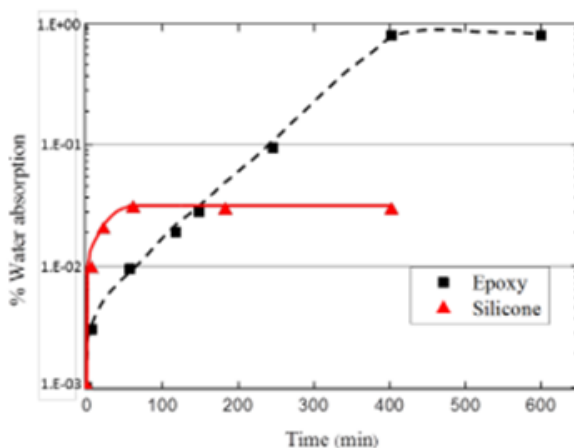


Fig. 3: Viser epoxy og silikones evne til at absorbere vand over tid (Danfoss PolyPower, PolyPower DEAP material , 2012).

Silikonesensorerne på **(Fig. 3)** er meget følsomme overfor vand, hvorfor det er fordelagtigt at sensorerne undgår at komme i kontakt med væsker som regn eller

evaporation fra kroppen (sved). Som udgangspunkt er der to tilgange hertil: enten at coate sensormaterialet eller alternativt at placere sensorerne i vandtætte lommer. Hvis sensormaterialet ønskes coated, skal PP igennem en udviklingsproces, samt investere i eventuelt maskineri, der kan imødekomme coating kravet. Udviklingsprocesser og indkøb af maskineri vil øge salgsprisen på sensorerne markant, og salgsprisen på løbetights med sensorer vil sandsynligvis overstige forbrugernes forventning til prisniveauet. Derfor ses det som udgangspunkt mere hensigtsmæssigt at placere sensorerne i vandtætte lommer indtil PP lancerer vandtæt coatede sensorer som hyldevare.

D. Skader

Skal man som person påbegynde løbeaktiviteten for første gang, eller skal man som løber investere i et par nye løbesko, er det blevet mere og mere almindeligt, at butikkerne der handles i, foretager en løbeanalyse. Løbeanalysen skal determinere et individs fodstilling under landingen, hvilket skal hjælpe løberen til en bedre løbeoplevelse, og forhåbentligt nedsætte skadesrisikoen for det enkelte individ. Blandt de hyppigste skader der opstår i forbindelse med løb er hhv. løberknæ og plantar fascitis (www.runnersworld.com).

Løberknæ (Patellofemoral smertesyndrom) opstår ved for hårdt tryk eller for mange gentagelser af patellas bevægelse henover femur, skaber irritation af brusken på undersiden af patella. Årsagen til løberknæ kan være mange, men kan overordnet inddeles i fysiologiske og biomekaniske faktorer. Af de fysiologiske faktorer ses muskelstyrke og skadesfrekvenser tæt relateret. Nærværende rapport vil ikke beskæftige sig yderligere med de fysiologiske faktorer, fordi et par færdige sensortights ikke direkte vil være i stand til at måle disse faktorer. Af de biomekaniske faktorer, er en stor Q-vinkel, overdreven pronation eller lav fodbue(platfodet) de hyppigste faktorer til løberknæ (Gregory R. Waryasz, 2008). I forlængelse heraf kan det nævnes, at Heiderscheit *et al.* anbefaler at forkorte løberens skridtlængde og lande med knæet let bøjet, idet en sådan teknik kan tage belastning fra leddet (Bryan C. Heiderscheit, 2011).

Plantar fasciitis er en inflammationstilstand af plantarfascien, der udspringer medalt på calcaneus tuberkel og spreder sig som en vifte til fodens phalanges knoglerne. Ligesom løberknæ kan årsagen til inflammationen af plantarfascien være fysiologiske som biomekaniske. I forbindelse med løb øges risikoen for nævnte skade, med løberens eventuelle supination eller pronation af foden under landing. Hertil kommer, at personer med lav eller høj fodbue(hhv. platfodet eller hulfodet) er særligt udsatte.

Kroppens bevægelser sker på tre anatomiske planer, som er en tænkt opdeling, der beskriver bevægelsernes retning. For tilstrækkelig præcision, bør sensorerne som minimum kunne registrere underekstremiteternes bevægelser i sagittalplanet og frontalplanet. Dertil kommer, at et minimum antal af sensorer til registrering af bevægelsen i sagittalplanet og frontalplanet er ønskværdig.

Da sensorerne har en høj fremstillingspris, og produktprisen, hvilket som udgangspunkt altid er et konkurrenceparameter, vurderes det ikke hensigtsmæssigt, at øge antallet af sensorer ved hofterne, fordi skadesraten for hoften, ikke er blandt de hyppigste løbeskader (www.runnersworld.com). Selvom hofteskader kan forekomme, vurderer nærværende rapport, at salgspotentialet mindskes hvis hoftevinklerne ekskluderes, og pakkeprisen øges for slutbrugeren.

På **(Fig. 1)** ses hvordan sensorerne krydses henover leddet, og i **(Fig. 1A)**, **(Fig. 1C)** ses konfigurationen i sin udeformerede tilstand. Ideen er teoretisk set, at i tilfælde af ren

fleksion/ekstension af knæet eller plantarfleksion/dorsalfleksion af foden fordeles strækket af sensorerne ligeligt mellem hinanden. i virkeligheden er opsætningen en anelse mere kompleks, fordi der skal tages højde for ankelledsaksen er en smule forskudt i forhold til horisontalplanet og frontalplanet. I tilfælde af afvigelser af segmenter på sagittalplanet strækkes eller afslappes sensorerne afhængig af retningen, hvilket giver en ny vinkel mellem de hosliggende segmenter til hhv. ankelledet og knæleddet, og den nye positionen af foden vil herefter kunne findes.

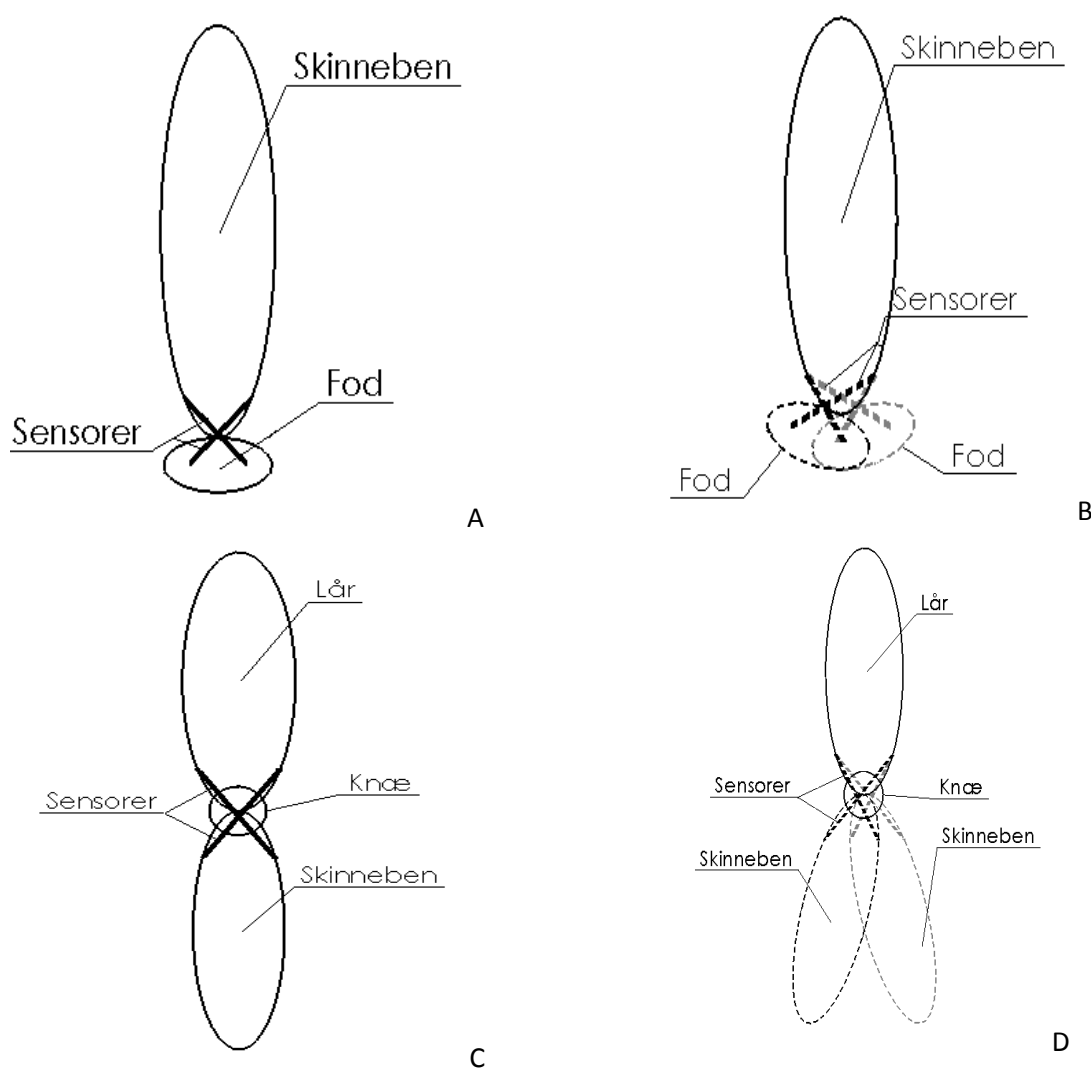


Fig. 1: A, viser de hosliggende segmenter til ankelledet, med sensorerne monteret i et kryds henover selve ankelledet. B, viser fodens afvigelser på sagittalplanet. De sorte stiplede linjer af sensorerne skal illustrere hvordan sensorerne opfører sig, ved bevægelse af den sorte stiplede oval af foden. De grå stiplede linjer er afvigelser af foden i den modsatte retning. C, viser de hosliggende segmenter til knæleddet, med sensorerne monteret i et kryds henover selve knæleddet. D, viser skinnebenets afvigelser i forhold til låret på sagittalplanet. De sorte stiplede linjer af sensorerne skal illustrere hvordan sensorerne opfører sig, ved bevægelse af den sorte stiplede oval af skinnebenet. De grå stiplede linjer er afvigelser af skinnebenet i den modsatte retning.

Hvis antallet af sensorer og monteringsdesignet af sensorplaceringerne i løbetights udføres korrekt, muliggøres sensormålinger af underekstremiteternes bevægelser i to planer. En sådan egenskab har potentiale til at blive en vigtig positioneringsegenskab, fordi den kan hjælpe løberen til at korrigere løbeteknikken, samt give løberen en forståelse af hvilke sko der passer bedst til ens løbeteknik. Ligeledes vil det på sigt være muligt at anvende data til studier af sammenhæng mellem løbeskader og løbestilsanalyse. Derudover vil en yderligere positioneringsegenskab potentielt mindske forbrugerens forhold til købsprisen af produktet i forhold til lign. produkter **(Jf. kap. 4)**.